

**UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DO MOVIMENTO HUMANO**

MAICON PASINI

**MODELO BIOMECÂNICO TRIDIMENSIONAL PARA ANÁLISE DAS FORÇAS
INTERNAS ATUANTES NA COLUNA CERVICAL SUPERIOR E INFERIOR DURANTE
O CICLISMO**

Porto Alegre

2009

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DO MOVIMENTO HUMANO

**MODELO BIOMECÂNICO TRIDIMENSIONAL PARA ANÁLISE DAS FORÇAS
INTERNAS ATUANTES NA COLUNA CERVICAL SUPERIOR E INFERIOR DURANTE
O CICLISMO**

MAICON PASINI

Dissertação de Mestrado apresentada ao
Programa de Pós-Graduação em Ciências do
Movimento Humano da Universidade Federal do Rio
Grande do Sul, para obtenção do título de
Mestre em Ciências do Movimento Humano.
Orientador: Prof. Dr. Jefferson Fagundes Loss

Porto Alegre

2009

Dedico esse trabalho à minha mãe Delma T. Pasini, quem me ensinou a valorizar minha educação e em memória, ao meu pai Nelcir Pasini, meu grande exemplo de dedicação e coragem

AGRADECIMENTOS

À minha avó Marina Mallet Silveira, pela constante preocupação e à minha irmã Andressa Pasini, quem me ajudou a traduzir os primeiros artigos na iniciação científica e no mestrado representou minha equipe de coleta durante a realização dos exames radiológicos.

Ao meu orientador, Prof. Dr. Jefferson Fagundes Loss, pelos valiosos ensinamentos e pela oportunidade de realização desse trabalho.

Aos meus “irmãos mais velhos”, Marcelo La Torre e Mônica de Oliveira Melo, pelos bons momentos vivenciados na graduação, na iniciação científica, no trabalho nas academias e no mestrado, por permanecer ao meu lado em todas as fases do meu trabalho, pelos conselhos e pelo aprendizado que me proporcionaram.

Aos colegas Artur Bonezi dos Santos, Gláucia Andreza Kronbauer e Gabriela Fischer, pela ajuda e amizade.

Ao colega Luís Felipe Silveira, pela ajuda, atenção e paciência.

A todos os colegas do Grupo de Investigação da Mecânica do Movimento (BIOMECH), em especial a Débora Cantergi, Lara Elena Gomes, Joelly M. Toledo, Fabiana de Oliveira Chaise, Yumie Okuyama da Silva, Taiana Silveira Kurbes, Caroline Bernardes, Guilherme Auler Brodt e, Fábria Milman Krumholz, pelo auxílio em diferentes momentos e pela troca de conhecimento.

Ao Prof. Dr. Flávio Antônio de Souza Castro, pelos conhecimentos transmitidos, pela paciência e compreensão durante as disciplinas e pelo auxílio com relação à liberação dos equipamentos utilizados e com o tratamento estatístico.

A Prof^ª Dr^ª Cláudia Tarragô Candotti, por contribuir significativamente com a minha formação, pela confiança, pelo incentivo, pela amizade e pelas as oportunidades oferecidas.

A todos os colegas do Grupo de Estudos do Movimento Humano – Biomecânica (GEMH-B), em especial a Gustavo Becker Delwing e Ramiro Fialho Schaurich, pela amizade, confiança e companheirismo.

A todos os funcionários do Laboratório de Pesquisa do Exercício (LAPEX), bem como do Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano (PPGCMH), em especial a Luciano, Alex, Luiz e André, pela boa vontade e prontidão.

Aos ciclistas, por consentirem em participar desse estudo.

A Federação Gaúcha de Ciclismo (FGC) e ao amigo Roberto Rodrigues Jr, pelo auxílio no contato aos ciclistas.

Ao Hospital Unimed Vale dos Sinos, por possibilitar a realização dos exames radiológicos.

Ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq), pelo suporte financeiro concedido.

Aos meus amigos que sempre me ajudaram rapidamente quando necessário, em especial a Diego Heinz, Patrícia B. Abel, Muriela Schaab, Rodolfo A. Wittmann, Cezar Bet e Cássio B. Sperb.



“This convergence of muscles in the spine keeps it upright just as the ropes of ship supports its mast, and the same ropes bound to the mast also support in part the edges of the ship to which they are joined”

Leonardo da Vinci
(1452 – 1519)

RESUMO

Elevados índices de dor cervical e lombar têm sido reportados em ciclistas. Fatores como a postura adotada na bicicleta, a ativação dos músculos extensores da coluna e a ação de cargas mecânicas nas estruturas da coluna tem sido apontados como possíveis causas da dor. Embora relatados e aparentemente aceitos, poucos estudos objetivaram investigar estes fatores. Em adição, a dor crônica não específica é frequentemente diagnosticada em ciclistas, pois poucas evidências de anormalidade são observadas quando realizados exames radiológicos clínicos. O emprego de métodos biomecânicos de investigação, como a estimativa da magnitude da força muscular dos extensores da coluna e da força articular em diferentes níveis da coluna poderia contribuir para avaliação do risco de lesão e dor em decorrência do ciclismo, além de auxiliar na criação de estratégias de prevenção e programas de reabilitação. Assim, este estudo teve como objetivo quantificar e comparar as forças internas atuantes na coluna cervical durante o ciclismo em diferentes posturas, por meio do desenvolvimento e aplicação de um modelo biomecânico tridimensional *in vivo*. O modelo biomecânico proposto foi composto por dois segmentos rígidos (coluna cervical superior e inferior) conectados. O segmento coluna cervical superior compreende a cabeça, C1 e C2. O segmento coluna cervical inferior compreende as vértebras cervicais de C3 a C7. No segmento coluna cervical superior são considerados dois vetores de força muscular: FM₁ (*rectus capitis posterior major, rectus capitis posterior minor, obliquus capitis superior e obliquus capitis inferior*) e FM₂ (*semispinalis capitis e splenius capitis*). Já no segmento coluna cervical inferior estão inclusos os vetores FM₃ (*semispinalis cervicis*) e FM₄ (*splenius cervicis*). A resolução das equações de movimento de *Newton-Euler* é realizada por meio da solução inversa. Os parâmetros cinemáticos foram obtidos utilizando imagens externas da cabeça e coluna cervical, adquiridas por meio de quatro câmeras de vídeo digital com frequência de amostragem de 25 Hz. Para estimar a localização dos centros de rotação (C2-3 e C6-7) foram realizados exames radiológicos convencionais estáticos. Os parâmetros de massa e centro de massa foram retirados de tabelas antropométricas da literatura. Participaram do estudo 12 ciclistas com pelo menos dois anos de experiência competitiva cada. O estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal do Rio Grande do Sul e os sujeitos assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido. Cada participante foi avaliado utilizando sua própria bicicleta acoplada a um ciclossimulador magnético, em duas etapas realizadas no mesmo dia. Inicialmente foi mensurada a massa corporal total do indivíduo e em seguida identificados e marcados 14 pontos anatômicos de interesse com uma caneta dermatográfica. Durante as avaliações foram fixos marcadores revestidos com papel reflexivo e contendo chumbo no interior em todos os pontos anatômicos de interesse. Na Etapa I os sujeitos pedalarão durante 2 minutos em cada postura (ereta, descanso, intermediária, ataque e cotovelos flexionados), sendo coletados dados cinemáticos durante os últimos 30 segundos de cada uma. Na Etapa II foram realizados exames radiológicos estáticos em cada uma das 5 posturas analisadas (ereta, descanso, intermediária, ataque e cotovelos flexionados) e em flexão e extensão máximas da coluna cervical. Os resultados indicam que as forças internas atuantes nas estruturas da coluna cervical apresentaram maiores magnitudes nas posturas que envolvem a prática do ciclismo (descanso, intermediária, ataque e cotovelos flexionados), quando comparadas a postura de referência (ereta). Observando somente as posturas que envolvem o ciclismo, as forças internas aumentaram gradativamente a medida que os ciclistas transferiram o apoio de suas mãos da região superior para a região inferior do guidão, adotando as posturas descanso, intermediária e ataque, respectivamente. Entretanto, as maiores magnitudes das forças internas foram observadas quando os ciclistas efetuaram o apoio das mãos envolvendo os manetes e flexionaram a articulação do cotovelo (postura cotovelos flexionados). Proporcionalmente os maiores aumentos das forças internas ocorreram na coluna cervical superior, porém as maiores magnitudes das forças internas foram

alcançadas na coluna cervical inferior. O processo de avaliação demonstrou que o modelo biomecânico tridimensional da coluna cervical proposto foi considerado capaz de representar de maneira confiável o sistema de interesse. Os resultados encontrados são coerentes, sendo o modelo um instrumento adequado para estimar as forças internas atuantes na coluna cervical durante o ciclismo em diferentes posturas.

Palavras-chave: Modelo Biomecânico, Coluna Cervical, Ciclismo, Postura, Lesão.

ABSTRACT

High index of cervical and lumbar pain had been registered in cyclists. Factors as a posture adopted on bicycle, the activity of spine extensor muscles and the action of mechanical load in the spine structures had been put like possible causes of pain. Although related and apparently accepted, few studies investigate these factors. In addition, the non-specific chronic pain is frequently diagnosed in cyclists, because few evidences of abnormalities are investigated when clinic radiologic exams are done. The use of biomechanical methods of investigation, like the estimate of muscular force magnitude of extensors of spine and of joint force in different levels of spine can be contributed to evaluation of injury risk and pain caused by cycling, beyond the assist in strategies of prevention and rehabilitation programs. Therefore, this study had like objective to quantify and compare the active internal forces in the cervical spine during cycling in different postures, through development and application of three dimensional *in vivo* biomechanical model. The biomechanical model suggested was compound by two rigid segments (upper and lower cervical spine) connected. The upper cervical spine segment include head, C1 and C2. The lower cervical spine segment include cervical vertebraes of C3 to C7. In the upper cervical spine segment are considered two vectors of muscular force: FM₁ (*rectus capitis posterior major, rectus capitis posterior minor, obliquus capitis superior e obliquus capitis inferior*) and FM₂ (*semispinalis capitis e splenius capitis*). In the lower cervical spine segment are included the vectors FM₃ (*semispinalis cervicis*) and FM₄ (*splenius cervicis*). The resolution of movement equation of *Newton-Euler* is done through inverse dynamics. The kinematic parameters were obtained using external images of head and cervical spine, acquired by four digital video cameras with sampling frequency of 25 Hz. To estimate the location of rotation centers (C2-3 and C6-7) statics conventional radiologic exams were done. The parameters of mass and center of mass were removed of anthropometric tables of literature. 12 cyclists with at least two years of competitive experience each one participated of the study. The study was approved by Ethics Committee in Researches of Federal University of Rio Grande do Sul and the subjects signed a free and clear consent term. Each participant was assessed using your bicycle attached in a magnetic cycle simulator, in two stages done in the same day. Initially the total body mass of subjects was measured and then 14 anatomic points of interest were identified and marked with a dermatography pen. During the evaluation markers encased with reflective paper and containing lead inside of these markers were fixed in all anatomic points of interest. In the stage I the subjects rode a bicycle during 2 minutes in each posture (upright neutral, rest, intermediate, attack and flexed elbows). The kinematic data were collected during the last 30 seconds of each one. In the stage II static radiologic exams were done in each of 5 analyzed postures (upright neutral, rest, intermediate, attack and flexed elbows) and in maxim flexion and extension of cervical spine. The results indicate that the internal forces active in the structures of cervical spine presented more magnitudes in the postures that involve the cycling practice (rest, intermediate, attack and flexed elbows), when compared to reference posture (upright neutral). Observing just the postures that involve the cycling, the internal forces gradually increased as cyclists transferred the your hands from upper to lower region of handlebar, adopting the rest, intermediate and attack postures, respectively. However, the greater magnitude of internal forces were observed when the cyclists hands involving the brake levers and flexed the elbow joints (flexed elbows posture). Proportionally the greatest increase of internal forces occurred in the upper cervical spine, however the greatest magnitudes of internal forces were reached in the lower cervical spine. The evaluation process demonstrated that the three dimensional biomechanical model of cervical spine was considered able to represent of reliable way the interest system. The results found are coherent, the

model is an adequate instrument to estimate the internal forces active in the cervical spine during cycling in different postures.

Keywords: Biomechanical Model, Cervical Spine, Cycling, Posture, Injury.

LISTA DE ABREVIATURAS, SÍMBOLOS E UNIDADES DE MEDIDA

\cdot	produto escalar
\times	produto vetorial
α	aceleração angular
%	percentagem
ω	velocidade angular
a	aceleração linear
A	acurácia
AI	ponto de referência (“corner”) ântero-inferior do corpo vertebral i_v
AI'	ponto de referência (“corner”) ântero-inferior do corpo vertebral i_v em extensão
ANOVA	análise de variância
AS	ponto de referência (“corner”) ântero-superior do corpo vertebral i_v
AS'	ponto de referência (“corner”) ântero-superior do corpo vertebral i_v em extensão
B	bias
BIOMECH	Grupo de Investigação da Mecânica do Movimento da Universidade Federal do Rio Grande do Sul
c (subscrito)	campo
C	contribuição de cada vetor de força muscular em seu respectivo segmento da coluna cervical
CI	inverso do coeficiente de inclinação
cm	centímetro
CM	ponto médio entre CM_D e CM_E
CM_D e CM_E	côndilos da mandíbula direito e esquerdo
COS	cosseno do ângulo formado entre os vetores que descrevem os eixos dos dois sistemas de coordenadas
\overrightarrow{CR}	vetor centro de rotação
CVM	contração voluntária máxima isométrica
C1	primeira vértebra cervical
C2	segunda vértebra cervical
C3	terceira vértebra cervical
C4	quarta vértebra cervical
C5	quinta vértebra cervical
C6	sexta vértebra cervical
C7	sétima vértebra cervical
dM	distância entre o centro dos marcadores reflexivos
dP	distância entre o centro dos pontos de chumbo
d^+	distância perpendicular
EMG	eletromiografia

F	força
F_A	força articular
FAZ	força articular do segmento coluna cervical superior
F_{AI}	força articular do segmento coluna cervical inferior
FGC	Federação Gaúcha de Ciclismo
FM	força muscular
FM^{max}	força muscular máxima produzida por cada vetor de força muscular
FM^{total}	força muscular máxima produzida em cada segmento da coluna cervical
FM_1	vetor de força muscular 1
FM_2	vetor de força muscular 2
FM_3	vetor de força muscular 3
FM_4	vetor de força muscular 4
FR	força de reação resultante
FR_D	força de reação resultante distal
FR_P	força de reação resultante proximal
GEMH-B	Grupo de Estudos do Movimento Humano – Biomecânica da Universidade do Vale do Rio dos Sinos
gl	graus de liberdade
Hz	hertz
I	momento de inércia
i (subscrito)	segmento de interesse (coluna cervical superior e inferior)
ICC	coeficiente de correlação intraclasse
i_I^{2D}	vetor unitário do SCL bidimensional do segmento coluna cervical inferior
$i_I^{3D}, j_I^{3D}, k_I^{3D}$	vetores unitários do SCL tridimensional do segmento coluna cervical inferior
i_R (subscrito)	cada uma das retas que conectam os pontos de referência dos corpos vertebrais de interesse em flexão e extensão
IS	incisura supra-esternal
i_S^{2D}	vetor unitário do SCL bidimensional do segmento coluna cervical superior
$i_S^{3D}, j_S^{3D}, k_S^{3D}$	vetores unitários do SCL tridimensional do segmento coluna cervical superior
$i_T^{3D}, j_T^{3D}, k_T^{3D}$	vetores unitários do SCL tridimensional da coluna torácica
i_v (subscrito)	vértebras de interesse (C7 e C3)
i_{vp} (subscrito)	cada ponto de referência dos corpos das vértebras de interesse (C7 e C3)
j (subscrito)	vetor de força muscular de interesse
j_{i_v} (subscrito)	vetor unitário dos SCLs das vértebras de interesse (C7 e C3)
kg	quilograma
km	quilômetro
kN	quilonewton
$[L]^{2D}$	vetor posição bidimensional

$[L]^{3D}$	vetor posição tridimensional
LAPEX	Laboratório de Pesquisa do Exercício da Universidade Federal do Rio Grande do Sul
\overrightarrow{LM}	vetor da linha de ação muscular
LSD	<i>Least Significant Difference</i>
L3	terceira vértebra lombar
L4	quarta vértebra lombar
L5	quinta vértebra lombar
m	massa
M	momento
mm	milímetro
M_P	momento proximal
M_R	momento proximal resultante
M1	marcador reflexivo 1
M2	marcador reflexivo 2
N	<i>newton</i>
NS	nasion
O	origem do sistema de coordenadas
p	nível de significância
P	precisão
PCSA	soma dos valores de área de secção transversa fisiológica dos músculos considerados pelo vetor de força muscular
PC3	processo espinhoso de C3
PC7	processo espinhoso de C7
PI	ponto de referência (“ <i>corner</i> ”) póstero-inferior do corpo vertebral \dot{i}_v
PI'	ponto de referência (“ <i>corner</i> ”) póstero-inferior do corpo vertebral \dot{i}_v em extensão
PL	proeminência laríngea
PM	protuberância mental
PM _D e PM _E	processos mastóideos direito e esquerdo
POcc	protuberância occipital externa
PS	ponto de referência (“ <i>corner</i> ”) póstero-superior do corpo vertebral \dot{i}_v
PS'	ponto de referência (“ <i>corner</i> ”) póstero-superior do corpo vertebral \dot{i}_v em extensão
PT1	processo espinhoso de T1
PT4	processo espinhoso de T4
P1	ponto de chumbo 1
P2	ponto de chumbo 2
$[R]^{2D}$	matriz de rotação bidimensional
$[R]^{3D}$	matriz de rotação tridimensional
$[\dot{R}]^{3D}$	derivada da matriz de rotação tridimensional

RMS	<i>root mean square</i>
rpm	rotações por minuto
$[R]_T^{2D}$	transposta da matriz de rotação bidimensional
$[R]_T^{3D}$	transposta da matriz de rotação tridimensional
<i>s</i>	sistema de aquisição de dados de interesse (cinemetria tridimensional e raios X)
SCG	sistema de coordenadas global
SCL	sistema de coordenadas local
SEN	seno do ângulo formado entre os vetores que descrevem os eixos dos dois sistemas de coordenadas
S2	segunda vértebra sacral
$[T]^{3D}$	matriz transformação tridimensional
<i>TE</i>	tensão específica muscular
T1	primeira vértebra torácica
T6	sexta vértebra torácica
T9	nona vértebra torácica
T12	décima segunda vértebra torácica
VE	vértex
VA ₁	vetor auxiliar 1
VA ₂	vetor auxiliar 2
VA ₃	vetor auxiliar 3
VA ₄	vetor auxiliar 4
x,y,z	eixos coordenados dos sistemas de coordenadas locais
X,Y,Z	eixos coordenados dos sistemas de coordenadas globais
<i>y_{int}</i>	ponto onde a reta intercepta o eixo y do SCL bidimensional da vértebra de interesse (C3 e C7)

LISTA DE FIGURAS

- Figura 01:** Exemplos de alongamentos propostos como parte do tratamento inicial dos ciclistas. Onde: (a) exemplos de alongamentos realizados sobre a bicicleta, durante o ciclismo e (b) exemplos de alongamentos realizados antes e/ou após a atividade. Fonte: Adaptado de *Neck and back pain in bicycling* – Mellion, 1994.....38
- Figura 02:** Exemplos de exercícios propostos como parte do tratamento definitivo dos ciclistas. Fonte: Adaptado de *Neck and back pain in bicycling* – Mellion, 1994.....39
- Figura 03:** Alterações posturais aparentemente causadas pelo estabelecimento de uma postura vertical no ciclismo: deslizamento anterior do ciclista sobre o selim, retroversão da pelve, aumento da cifose torácica e aumento da lordose cervical, produzindo o aumento da compressão nos discos intervertebrais. Fonte: *Personal perspective: in search of an optimum cycling posture* – de Vey Mestdagh, 1998.....41
- Figura 04:** Estabelecimento de uma postura horizontal durante o ciclismo: a anteversão da pelve parece proporcionar a manutenção das curvaturas fisiológicas da coluna vertebral e o aumento da produção de potência pelo pré-alongamento do músculo glúteo máximo. Fonte: *Personal perspective: in search of an optimum cycling posture* – de Vey Mestdagh, 1998.....42
- Figura 05:** Ajustes dos equipamentos que exercem influência sobre a postura adotada pelo ciclista. Superior = ajustes da bicicleta, onde: (a) alcance, (b) nível do guidão, (c) altura do selim, (d) distância entre a região mais posterior do selim e o centro do eixo de rotação do pé de vela e (e) comprimento do pé de vela. Inferior = posição (ântero-posterior) em que o taco é fixo na sapatilha. Fonte: Adaptado de: *Personal perspective: in search of an optimum cycling posture* – de Vey Mestdagh, 1998 e *Road bicycle fit* – Silberman et al., 2005.....43
- Figura 06:** Procedimentos para mensuração do comprimento dos membros superiores (a), comprimento do torso (b) e largura dos ombros (relacionada a largura do guidão) (c), juntamente as relações utilizadas para estabelecer o alcance e o nível do guidão (d). Fonte: Adaptado de *Personal perspective: in search of an optimum cycling posture* – de Vey Mestdagh, 1998.....44
- Figura 07:** Procedimentos para mensurar o comprimento interno dos membros inferiores (a) e comprimento do pé (b), juntamente as relações utilizadas para estabelecer o comprimento do pé de vela, a partir do comprimento interno dos membros inferiores e complementar a altura do selim, com base no comprimento do pé (c). Fonte: Adaptado de *Personal perspective: in search of an optimum cycling posture* – de Vey Mestdagh, 1998.....45
- Figura 08:** Procedimento para mensurar o comprimento da coxa (a) e sua relação com a distância entre a região mais posterior do selim e o centro de rotação do pé de vela (b), juntamente a posição em que o taco deve ser fixo a sapatilha (c). Fonte: Adaptado de *Personal perspective: in search of an optimum cycling posture* – de Vey Mestdagh, 1998.....46
- Figura 09:** Postura adotada por muitos atletas em provas de ciclismo do tipo contra-relógio e em competições de triatlo. Fonte: *Personal perspective: in search of an optimum cycling posture* – de Vey Mestdagh, 1998.....48
- Figura 10:** Força compressiva atuante sobre a patela e o fêmur, produzida pelo quadríceps e dependente do ângulo do joelho, aparentemente aumentada quando adotada uma postura com a componente altura inadequada. Onde, Q: linha de ação do quadríceps, C: linha de ação da força compressiva. Fonte: *Personal perspective: in search of an optimum cycling posture* – de

	Vey Mestdagh, 1998.....	48
Figura 11:	Ângulo de extensão cervical (α) e ângulo formado entre o braço e o tronco (β), os dois fatores que parecem exercer maior influência sobre a dor em regiões da coluna vertebral, quando adotada uma postura com o componente comprimento inadequado. Fonte: <i>Personal perspective: in search of an optimum cycling posture</i> – de Vey Mestdagh, 1998.....	50
Figura 12:	Diferentes ângulos mensurados na região lombar, para cada tipo de bicicleta analisado. Onde, W: vetor da força peso, R_b : vetor da coluna lombar, R_s : vetor da pelve, α : ângulo entre o solo e R_s , β : ângulo entre W e R_b , γ : ângulo entre R_b e R_s , A: bicicleta de passeio, B: para todos os terrenos e C: de estrada. Fonte: <i>Effect of changing the saddle angle on the incidence of low back pain in recreational bicyclists</i> – Salai et al., 1999.....	51
Figura 13:	Comportamento dos ângulos mensurados na região lombar, quando o selim é inclinado anteriormente a partir de uma posição horizontal. Onde, α : ângulo entre o solo e o vetor da pelve, β : ângulo entre a linha de ação da força peso e o vetor da coluna lombar, γ : ângulo entre o vetor da coluna lombar e o vetor da pelve, 1 (subscrito): posição horizontal do selim e 2 (subscrito): inclinação anterior do selim. Fonte: <i>Effect of changing the saddle angle on the incidence of low back pain in recreational bicyclists</i> – Salai et al., 1999.....	52
Figura 14:	Três diferentes tipos de guidão utilizados. Onde, a: guidão alto, b: guidão reto e c: guidão de competição. Fonte: <i>Cervical spine positions and load moments during bicycling with different handlebar positions</i> – Kolehmainen, Harms-Ringdahl e Lanshammart (1989).....	53
Figura 15:	Ângulos mensurados a partir dos marcadores reflexivos para determinar a posição da coluna cervical e da coluna torácica. Onde, α (cervical superior): ângulo entre as retas BC e EF', β (cervical inferior): ângulo entre as retas EF' e F'G', γ (torácica superior): ângulo entre a reta FG e uma linha vertical, δ (curvatura do tronco): ângulo entre as retas FG e HJ, ϵ (cervical completa): ângulo entre as retas BC e F'G'. Fonte: <i>Cervical spine positions and load moments during bicycling with different handlebar positions</i> – Kolehmainen, Harms-Ringdahl e Lanshammart (1989).....	54
Figura 16:	Linha de ação da força peso da cabeça e do pescoço (F_{hn}) e a sua distância perpendicular (d_{hn}), utilizadas para o cálculo do momento flexor. Fonte: <i>Cervical spine positions and load moments during bicycling with different handlebar positions</i> – Kolehmainen, Harms-Ringdahl e Lanshammart (1989).....	55
Figura 17:	Posturas adotadas pelos ciclistas nos estudos realizados em conjunto pelo GEMH-B e pelo BIOMEC: ereta (postura de referência) (a), descanso (b), intermediária (c) e ataque (d). Fonte: <i>Análise do comportamento neuromuscular dos extensores cervicais durante o ciclismo</i> – Pasini et al., 2007 a.....	58
Figura 18:	Resultados de ativação muscular para os extensores cervicais, a partir da comparação entre as posturas. Onde, a: lado direito e b: lado esquerdo. Fonte: <i>Evaluation of neuromuscular activation of lumbar and cervical extension muscle of cyclists with and without pain during different postures and cadences</i> – Pasini, Melo e Candotti, 2006.....	60
Figura 19:	Resultados de ativação muscular dos extensores cervicais, com base nas comparações entre os grupos e entre as posturas. Fonte: <i>Análise do comportamento neuromuscular dos extensores cervicais durante o ciclismo</i> – Pasini et al., 2007 a.....	62
Figura 20:	Relação estabelecida entre o risco de lesão (injury risk) na coluna lombar e a exigência da atividade (task demand). Onde, instability: instabilidade, tissue failure: falha (rompimento) do tecido e joint compression: compressão articular. Fonte: <i>Mechanical stability of the in vivo lumbar spine: implications for injury and chronic low back pain</i> - Cholewicki e McGill,	

- 1996.....72
- Figura 21:** Elementos utilizados no cálculo do momento flexor induzido pela força peso da cabeça e do pescoço: vetor da força peso para estimar o momento produzido ao nível do occipital (F_o), vetor da força peso para estimar o momento produzido ao nível de C7 (F_{ct}), distância perpendicular de F_o (d_o) e distância perpendicular de F_{ct} (d_{ct}). Fonte: *On assessment of shoulder exercise and load-elicited pain in the cervical spine* – Harms-Ringdahl, 1986.....75
- Figura 22:** Estrutura do modelo de segmentos articulados utilizado para estimar os momentos atuantes na coluna cervical. A figura a (esquerda) mostra o centro de massa da cabeça e do pescoço (\circ), o ponto médio entre os ombros (x) e os eixos de rotação atlanto-occipital e C7-T1 (\bullet). A figura b (direita) mostra os movimentos possibilitados pelos eixos de rotação: flexão-extensão (1 e 4), rotação (2 e 5) e inclinação lateral (3 e 6). Fonte: *Biomechanical aspects of occupational neck postures during dental work* – Finsen, 1999.....77
- Figura 23:** Diferentes configurações sagitais da coluna cervical: lordose cervical fisiológica (a), lordose na coluna cervical superior e cifose na coluna cervical inferior (b), cifose na cervical superior e lordose na coluna cervical inferior (c) e cifose cervical (d). Onde, W : força peso da cabeça, CG : centro de massa da cabeça e do pescoço, F_v : componente vertical da força muscular, MA : distância perpendicular dos músculos extensores cervicais e L : distância perpendicular entre a linha de ação da força de compressão ($W + F_v$) e cada vértebra. Fonte: *Comparison of axial and flexural stress in lordosis and three buckled configurations of the cervical spine* – Harrison et al., 2001.....78
- Figura 24:** Estrutura do modelo biomecânico tridimensional para análises estáticas da coluna cervical (vista lateral, anterior à direita). Onde, PO : protuberância occipital externa, TC : centro de massa da cabeça e do pescoço, A : eixo em que ocorre inclinação lateral, $B - C - E - 0$: eixos em que ocorrem flexão/extensão e D : eixo em que ocorre rotação. Fonte: *A biomechanical model for the analysis of the cervical spine in static postures* - Snijders, Hoek Van Dijke e Roosch, 1991.....80
- Figura 25:** Estrutura do modelo músculo-esquelético tridimensional da coluna cervical. Onde, A : postura ereta, B : extensão, C : rotação e D : inclinação lateral. Fonte: *Muscle morphometry and moment arms on the moment-generating capacity of human neck muscles* – Vasavada, Li e Delp, 1998.....81
- Figura 26:** Distância perpendicular dos músculos da região cervical, para flexão/extensão (A), rotação (B) e inclinação lateral (C). Fonte: *Influence of muscle morphometry and moment arms on the moment-generating capacity of human neck muscles* - Vasavada, Li e Delp, 1998.....83
- Figura 27:** Resultados de força (N) muscular máxima (a) e forças de reação (b) ao nível de C4. Onde, L : lado esquerdo, R : lado direito, *relaxed*: posição de referência, *twist*: rotação, *bend*: inclinação lateral e *shear*: força de cisalhamento. Desvios-padrão dentro dos parêntesis. Fonte: *Analysis and measurement of neck loads* - Moroney, Schultz e Miller, 1988.....86
- Figura 28:** Sistemas ativos capazes de estabelecer um equilíbrio estático: sistema paralelo (A) e sistema concorrente (B). Onde, F_m : força muscular, F_g : força gravitacional, F_r : força resultante, P_1 e P_2 : pinos de baixa fricção (eixos de rotação), d_1 : distância perpendicular de F_g , d_2 : distância perpendicular de F_m e GWL : linha de ação de F_g . Fonte: *A simplified conceptual model of the human cervical spine for evaluating force transmission in upright static posture*. – Dulhunty, 2002.....87
- Figura 29:** Estrutura do modelo biomecânico bidimensional da coluna cervical. Onde, CM : centro de massa do segmento, P : força peso do segmento, FM_R : força muscular resultante dos

	extensores cervicais, FA_R : força articular resultante e \bullet :centro de rotação. Fonte: <i>Avaliação das forças internas na região cervical durante o ciclismo em diferentes posturas</i> - Pasini et al., 2006.....88	88
Figura 30:	Resultados da força muscular resultante e da ativação muscular dos extensores cervicais, nas diferentes posturas adotadas durante o ciclismo e na postura de referência. Onde, \circ : ativação muscular, \bullet : força muscular resultante, <i>upright</i> : postura ereta, <i>rest</i> : postura descanso, <i>intermediate</i> : postura intermediária e <i>attack</i> : postura ataque. Fonte: <i>A biomechanical model of the cervical spine during cycling</i> - Pasini et al., 2007 b.....89	89
Figura 31:	Técnica utilizada para estimar a localização do centro de rotação (iar) de cada segmento motor da coluna cervical. Onde, a e b: pontos de referência do corpo da vértebra superior do segmento motor de interesse em flexão cervical máxima; a' e b': pontos de referência do corpo da vértebra superior do segmento motor de interesse em extensão cervical máxima. Fonte: <i>Biomechanics of the cervical spine I: normal kinematics</i> – Bogduk e Mercer, 2000.....92	92
Figura 32:	Sistema de coordenadas local definido com base na vértebra inferior do segmento motor de interesse, para permitir a localização do centro de rotação (posterior a esquerda). Fonte: <i>Abnormal instantaneous axes of rotation in patients with neck pain</i> - Amevo, Aprill e Bogduk, 1992.....92	92
Figura 33:	Diferenças encontradas na localização dos centros de rotação da coluna cervical entre indivíduos assintomáticos e com dor. Onde, \bullet : centro de rotação médio calculado para os indivíduos assintomáticos e x: centro de rotação médio calculado para os indivíduos com dor. Os círculos indicam o limite estabelecido por dois desvios-padrão em relação ao centro de rotação médio calculado para os indivíduos assintomáticos. Fonte: <i>Abnormal instantaneous axes of rotation in patients with neck pain</i> - Amevo, Aprill e Bogduk, 1992.....93	93
Figura 34:	Posturas analisadas durante o estudo: Ereta (a), Descanso (b), Intermediária (c), Ataque (d) e Cotovelos Flexionados (e).....99	99
Figura 35:	Representação da disposição das câmeras no ambiente de coleta durante a aquisição das variáveis cinemáticas.....101	101
Figura 36:	Calibrador tridimensional (Peak Performance® modelo 5.3) utilizado durante a etapa I.....102	102
Figura 37:	Imagens internas da cabeça e da coluna cervical, adquiridas por meio dos exames radiológicos realizados na etapa II, nas diferentes posturas adotadas: Flexão Cervical Máxima (a), Extensão Cervical Máxima (b), Ereta (c), Descanso (d), Intermediária (e), Ataque (f) e Cotovelos Flexionados (g).....104	104
Figura 38:	Exemplo de radiografia do calibrador bidimensional não-linear utilizado durante a etapa II.....105	105
Figura 39:	Sistema de Coordenadas Local (bidimensional) utilizados para as vértebras C7 e C3 (anterior a esquerda).....108	108
Figura 40:	Sistema de Coordenadas Local (bidimensional) do Segmento Coluna Cervical Superior.....109	109
Figura 41:	Sistema de Coordenadas Local (bidimensional) do Segmento Coluna Cervical Inferior.....110	110
Figura 42:	Sistema de Coordenadas Local (tridimensional) do Segmento Coluna Cervical Superior.....112	112
Figura 43:	Sistema de Coordenadas Local (tridimensional) do Segmento Coluna Cervical Inferior.....113	113
Figura 44:	Vértebra T1 e Sistema de Coordenadas Local (tridimensional) da Coluna Torácica.....115	115
Figura 45:	Pontos de referência digitalizados nos corpos das vértebras de interesse. Onde: a= flexão cervical máxima; b= extensão cervical máxima; AI= “corner” ântero-inferior em flexão; AS= “corner” ântero-superior em flexão; PS= “corner” pósterio-superior em flexão; PI= “corner” pósterio-inferior em flexão; AI'= “corner” ântero-inferior em extensão; AS'= “corner” ântero-	

	superior em extensão; PS'= "corner" póstero-superior em extensão; PI'= "corner" póstero-inferior em extensão.....	121
Figura 46:	Definição das retas que conectam os pontos de referência nas duas posições, flexão e extensão.....	122
Figura 47:	Retas perpendiculares às retas que conectam os pontos de referência nas duas posições, flexão e extensão.....	123
Figura 48:	Definição do centro de rotação (CR) a partir das retas perpendiculares a $\overline{ASAS'}$ e a $\overline{PSPS'}$	125
Figura 49:	Sequência de etapas do procedimento de cálculo da força muscular e da força articular.....	129
Figura 50:	Desenhos esquemáticos ilustrando a técnica de segmentos articulados (a) e a técnica de distribuição de forças baseada em procedimentos de otimização (b), utilizadas no modelo biomecânico tridimensional da coluna cervical.....	131

LISTA DE TABELAS

- Tabela 01:** Relação estabelecida entre as dimensões do quadro da bicicleta e a estatura do ciclista. Fonte: Adaptado de *Ciclismo: técnica moderna, história e treinos* – Alves, 1980.....46
- Tabela 02:** Média e desvio-padrão da massa corporal total, estatura, idade e tempo de experiência competitiva no ciclismo para os indivíduos avaliados.....94
- Tabela 03:** Descrição dos quatorze pontos anatômicos onde foram colocados os marcadores reflexivos contendo chumbo no interior e suas abreviaturas.....98
- Tabela 04:** Momento de inércia da cabeça e do pescoço (ZATSIORSKY, 2002). I_x : momento de inércia em torno do eixo ântero-posterior da cabeça e do pescoço; I_y : momento de inércia em torno do eixo longitudinal da cabeça e do pescoço; I_z : momento de inércia em torno do eixo médio-lateral da cabeça e do pescoço.....106
- Tabela 05:** Valores referentes a área de secção transversa fisiológica, força muscular máxima produzida e contribuição individual, para cada vetor de força muscular, em cada segmento da coluna cervical. vetor: vetores de força muscular (FM_1 e FM_2 atuam no segmento superior e FM_3 e FM_4 no segmento inferior); PCSA: soma da área de secção transversa fisiológica dos músculos considerados em cada vetor (KAMIBAYASHI e RICHMOND, 1998); FM^{max} : força máxima produzida pelo vetor de força, calculada multiplicando a PCSA pela tensão específica (35 N/cm^2) (VASAVADA, LI e DELP, 1998); C: contribuição individual dos vetores de força muscular no segmento de interesse.....139
- Tabela 06:** Resultados obtidos pelo teste ANOVA, a partir da comparação entre as posturas. gl: grau de liberdade; F: teste exato de Fisher; p : nível de significância calculado; ETA^2 : efeito do fator (posturas) sobre a variância da variável dependente (forças internas); poder observado: probabilidade de rejeição da hipótese de nulidade, sendo esta realmente falsa.....151
- Tabela 07:** Valor do p calculado para cada variável dependente (forças internas), em todas as comparações realizadas entre as posturas, por meio do teste LSD. E: ereta, D: descanso, I: intermediária, A: ataque e CF: cotovelos flexionados, p : nível de significância calculado.....152
- Tabela 08:** Resultados encontrados para bias, precisão e acurácia, representando o erro associado ao sistema de cinemetria tridimensional. bias: diferença entre o valor mensurado experimentalmente e o valor esperado, precisão: desvio-padrão das medidas experimentais, acurácia: exatidão da medida.....163
- Tabela 09:** Resultados encontrados para bias, precisão e acurácia, representando o erro associado ao sistema de raios X. bias: diferença entre o valor mensurado experimentalmente e o valor esperado, precisão: desvio-padrão das medidas experimentais, acurácia: exatidão da medida.....164
- Tabela 10:** Resultados obtidos para o coeficiente de correlação intraclasse (ICC), juntamente ao valor do p calculado. ICC: coeficiente de correlação intraclasse, p : nível de significância calculado.....165

LISTA DE GRÁFICOS

- Gráfico 01:** Média e o erro padrão das forças musculares dos extensores cervicais, calculados entre todos os sujeitos, em todas as posturas avaliadas. Onde, FM₁: *rectus capitis posterior major*, *rectus capitis posterior minor*, *obliquus capitis superior* e *obliquus capitis inferior*; FM₂: *semispinalis capitis* e *splenius capitis*; FM₃: *semispinalis cervicis* e FM₄: *splenius cervicis*.....149
- Gráfico 02:** Média e o erro padrão das forças articulares atuantes nos segmentos coluna cervical superior e inferior, calculados entre todos os sujeitos e para todas as posturas avaliadas. Onde, F_{AS}: força articular atuante no segmento coluna cervical superior e F_{AI}: força articular atuante no segmento coluna cervical inferior.....150
- Gráfico 03:** Média e erro padrão da distância perpendicular muscular dos extensores cervicais, calculados entre todos os sujeitos, em todas as posturas avaliadas. Onde, FM₁: *rectus capitis posterior major*, *rectus capitis posterior minor*, *obliquus capitis superior* e *obliquus capitis inferior*; FM₂: *semispinalis capitis* e *splenius capitis*; FM₃: *semispinalis cervicis* e FM₄: *splenius cervicis*.....161

LISTA DE EQUAÇÕES

Equação 01:	Definição dos vetores unitários j_{i_v} , dos SCLs bidimensionais das vértebras de interesse (C7 e C3).....	109
Equação 02:	Definição do vetor unitário i_S^{2D} , do SCL bidimensional do segmento coluna cervical superior.....	110
Equação 03:	Definição do vetor unitário i_I^{2D} , do SCL bidimensional do segmento coluna cervical inferior.....	110
Equação 04:	Definição do ponto médio (CM) entre os pontos CM_D e CM_E , do SCL tridimensional do segmento coluna cervical superior.....	112
Equação 05:	Definição do vetor unitário i_S^{3D} , do SCL tridimensional do segmento coluna cervical superior.....	112
Equação 06:	Definição do vetor auxiliar VA_1 , do SCL tridimensional do segmento coluna cervical superior.....	112
Equação 07:	Definição do vetor auxiliar VA_2 , do SCL tridimensional do segmento coluna cervical superior.....	112
Equação 08:	Definição do vetor unitário j_S^{3D} , do SCL tridimensional do segmento coluna cervical superior.....	112
Equação 09:	Definição do vetor unitário k_S^{3D} , do SCL tridimensional do segmento coluna cervical superior.....	112
Equação 10:	Definição do vetor unitário i_I^{3D} , do SCL tridimensional do segmento coluna cervical inferior.....	114
Equação 11:	Definição do vetor auxiliar VA_3 , do SCL tridimensional do segmento coluna cervical inferior.....	114
Equação 12:	Definição do vetor unitário k_I^{3D} , do SCL tridimensional do segmento coluna cervical inferior.....	114
Equação 13:	Definição do vetor unitário j_I^{3D} , do SCL tridimensional do segmento coluna cervical inferior.....	114
Equação 14:	Definição do vetor unitário j_T^{3D} , do SCL tridimensional da coluna torácica.....	115
Equação 15:	Definição do vetor auxiliar VA_4 , do SCL tridimensional da coluna torácica.....	115
Equação 16:	Definição do vetor unitário k_T^{3D} , do SCL tridimensional da coluna torácica.....	115
Equação 17:	Definição do vetor unitário i_T^{3D} , do SCL tridimensional da coluna torácica.....	115
Equação 18:	Definição dos vetores posição bidimensionais dos segmentos de interesse (coluna cervical superior e inferior) $[L_i]^{2D}$	116

Equação 19:	Definição dos vetores posição bidimensionais das vértebras de interesse (C3 e C7) $[L_{i_v}]^{2D}$	116
Equação 20:	Definição dos vetores posição tridimensionais dos segmentos de interesse (coluna cervical superior e inferior) $[L_i]^{3D}$	117
Equação 21:	Definição das matrizes de rotação bidimensionais dos SCLs das vértebras de interesse (C3 e C7) e dos segmentos de interesse (coluna cervical superior e inferior) $[R_{i,i_v}]^{2D}$, obtidas com base nos ângulos formados entre os vetores unitários que definem os SCLs e os eixos do SCG.....	117
Equação 22:	Definição das matrizes de rotação bidimensionais dos SCLs das vértebras de interesse (C3 e C7) $[R_{i_v}]^{2D}$, obtidas com base nos ângulos formados entre os vetores unitários que definem o SCL das vértebras de interesse e os eixos dos SCLs dos segmentos de interesse (coluna cervical superior e inferior).....	117
Equação 23:	Definição das matrizes de rotação tridimensionais dos SCLs dos segmentos de interesse (coluna cervical superior e inferior) $[R_i]^{3D}$, obtidas com base nos ângulos formados entre os vetores unitários que definem os SCLs dos segmentos de interesse e os eixos do SCG.....	118
Equação 24:	Definição das matrizes transformação tridimensionais dos SCLs dos segmentos de interesse (coluna cervical superior e inferior) $[T_i]^{3D}$	118
Equação 25:	Cálculo das velocidades angulares dos segmentos de interesse (coluna cervical superior e inferior) (ω_i)	120
Equação 26:	Mudança de base das coordenadas dos pontos de referência dos corpos vertebrais de C7 e C6 do SCG para o SCL de C7, bem como dos pontos de referência dos corpos vertebrais de C3 e C2 do SCG para o SCL de C3.....	121
Equação 27:	Cálculo de cada um dos pontos médios das retas que conectam os pontos de referência dos corpos das vértebras de interesse nas duas posições, flexão e extensão.....	122
Equação 28:	Cálculo do inverso do coeficiente de inclinação das retas que conectam os pontos de referência dos corpos das vértebras de interesse nas duas posições (flexão e extensão).....	124
Equação 29:	Cálculo do ponto onde as retas que conectam os pontos de referência dos corpos das vértebras de interesse nas duas posições (flexão e extensão) interceptam o eixo y de seu respectivo SCL	124
Equação 30:	Definição do sistema de equações construído a partir da equação reduzida da reta, para obter o ponto de intersecção definido como o centro de rotação.....	126
Equação 31:	Estabelecimento dos SCLs dos segmentos da coluna cervical para localização dos pontos de referência dos corpos vertebrais de C3 e C7 e do centro das esferas de chumbo presentes no interior dos marcadores anatômicos, com base nas imagens	

	radiológicas realizadas nas posturas Ereta, Descanso, Intermediária, Ataque e Cotovelos Flexionados.....	126
Equação 32:	Mudança de base das coordenadas dos pontos digitalizados (corpos vertebrais de C3 e C7 e centro das esferas de chumbo) e dos centros de rotação calculados, dos SCLs das vértebras C3 e C7, para os SCLs dos segmentos coluna cervical superior e inferior em cada uma das imagens radiológicas realizadas nas posturas Ereta, Descanso, Intermediária, Ataque e Cotovelos Flexionados.....	127
Equação 33:	Equação de movimento de translação do centro de massa.....	131
Equação 34:	Equação de movimento de rotação do centro de massa.....	131
Equação 35:	Equação de translação do centro de massa reescrita para o eixo coordenado X.....	132
Equação 36:	Equação de translação do centro de massa reescrita para o eixo coordenado Y.....	132
Equação 37:	Equação de translação do centro de massa reescrita para o eixo coordenado Z.....	132
Equação 38:	Mudança de base da FR_P do SCG para o SCL do segmento de interesse.....	133
Equação 39:	Equação de rotação reescrita para o eixo coordenado X.....	134
Equação 40:	Equação de rotação reescrita para o eixo coordenado Y.....	134
Equação 41:	Equação de rotação reescrita para o eixo coordenado Z.....	134
Equação 42:	Mudança de base do M_P do SCL do segmento de interesse para o SCG.....	135
Equação 43:	Mudança de base do M_D do SCG para o SCL do segmento de interesse.....	135
Equação 44:	Cálculo do M_R de cada segmento da coluna cervical.....	136
Equação 45:	Equação tradicional (ilustrativa) para estimar a força muscular resultante dividindo o efeito rotacional da atividade muscular, pela distância perpendicular da força muscular.....	136
Equação 46:	Cálculo da distância perpendicular de cada um dos vetores de força muscular.....	137
Equação 47:	Cálculo da força máxima produzida por cada vetor de força muscular.....	138
Equação 48:	Cálculo da força muscular máxima produzida em cada segmento da coluna cervical.....	138
Equação 49:	Estimativa da contribuição de cada vetor de força muscular em seu respectivo segmento da coluna cervical.....	139
Equação 50:	Equação confeccionada para o segmento coluna cervical superior, com base nas relações estabelecidas entre FM_1 e FM_2 , utilizada com parte integrante do processo de cálculo da força muscular.....	140
Equação 51:	Equação confeccionada para o segmento coluna cervical inferior, com base nas relações estabelecidas entre FM_3 e FM_4 , utilizada com parte integrante do processo de cálculo da força muscular.....	140
Equação 52:	Equação de rotação reescrita para o segmento coluna cervical superior, possibilitando a estimativa de FM_1	141
Equação 53:	Equação de rotação reescrita para o segmento coluna cervical inferior, possibilitando a estimativa de FM_3	141
Equação 54:	Equação de rotação reescrita para o segmento coluna cervical superior, possibilitando a estimativa de FM_2	142
Equação 55:	Equação de rotação reescrita para o segmento coluna cervical inferior, possibilitando	

	a estimativa de FM_4	142
Equação 56:	Equação de movimento linear reescrita para o cálculo da força articular nos segmentos da coluna cervical.....	143
Equação 57:	Mudança de base dos dados de força articular do SCG para o SCL dos segmentos de interesse.....	144
Equação 58:	Cálculo da acurácia dos sistemas de cinematria tridimensional e raios X.....	145
Equação 59:	Cálculo da distância entre o centro dos dois marcadores reflexivos fixos nas extremidades do bastão de madeira, para possibilitar a estimativa da acurácia do sistema de cinematria.....	146
Equação 60:	Cálculo da distância entre o centro dos dois pontos de chumbo seleccionados no centro do calibrador bidimensional não-linear, para possibilitar a estimativa da acurácia do sistema de raios X.....	146

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	27
2. OBJETIVOS	31
2.1. Objetivo Geral.....	31
2.2. Objetivos Específicos.....	31
3. FORMULAÇÃO DO PROBLEMA	32
3.1. DEFINIÇÃO OPERACIONAL DAS VARIÁVEIS.....	32
3.1.1. Variáveis Independentes.....	32
3.1.2. Variáveis Dependentes.....	32
3.1.3. Variáveis Intervenientes.....	33
4. REVISÃO DA LITERATURA	34
4.1. Relações entre Dor e Postura no Ciclismo.....	34
4.2. Métodos Biomecânicos para o Estudo das Forças.....	64
4.3. Modelos Biomecânicos.....	65
4.3.1. Modelos Biomecânicos da Coluna Cervical.....	73
4.4. Centros de Rotação da Coluna Cervical.....	90
5. MATERIAIS E MÉTODOS	94
5.1. Tipo de Estudo.....	94
5.2. População e Amostra.....	94
5.3. Aspecto Ético.....	94
5.4. Instrumentos de Pesquisa.....	95
5.5. Fluxograma do experimento.....	96
5.6. Procedimentos de Aquisição e Processamento dos Dados.....	97
5.6.1. Etapa I: Cinemetria Tridimensional.....	97
5.6.2. Etapa II: Exames Radiológicos Convencionais.....	103
5.6.3. Parâmetros Antropométricos.....	105
5.7. Sistemas de Coordenadas Global e Local.....	106
5.7.1. Definição dos Sistemas de Coordenadas Bidimensionais.....	107
5.7.2. Definição dos Sistemas de Coordenadas Tridimensionais.....	111
5.8. Posição e Orientação dos Segmentos.....	116
5.9. Cálculo do Centro de Rotação dos Segmentos da Coluna Cervical.....	120
5.10. Estrutura do Modelo Biomecânico Tridimensional.....	127
5.11. Avaliação do Modelo Biomecânico Tridimensional Proposto.....	144
5.12. Tratamento Estatístico.....	147
6. RESULTADOS E DISCUSSÕES	148
7. CONCLUSÕES	168
8. REFERÊNCIAS	169
9. ANEXOS	182
9.1. ANEXO A: Ofício 040/2007 emitido pela Federação Gaúcha de Ciclismo ao Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, consentindo com a participação dos atletas no presente estudo.....	182

9.2. ANEXO B: Aprovação do presente estudo pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, emitida pela carta de aprovação nº 2007718, na reunião nº 11, ata nº 91, de 09/08/2007.....	183
9.3. ANEXO C: Autorização para realização dos exames radiológicos convencionais, emitida pelo Hospital Unimed Vale dos Sinos.....	184
10. APÊNDICE: Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.....	185

1. INTRODUÇÃO

O ciclismo constitui uma forma popular de recreação e em grandes cidades representa uma solução interessante por se tratar de um meio de transporte não poluente, de baixo custo e que evita engarrafamentos no trânsito. Além destes aspectos, é também uma modalidade esportiva bem difundida e uma atividade presente em programas de reabilitação de pacientes (SALAI et al., 1999; KOLEHMAINEN, HARMS-RINGDAHL e LANSHAMMART, 1989).

Provavelmente por ser utilizado em múltiplas situações e possuir um amplo número de praticantes, o ciclismo tem despertado grande interesse no meio científico. Fatores ligados ao desempenho dos atletas foram extensivamente estudados, tornando-se bem conhecidos, por exemplo, o padrão de ativação dos músculos do membro inferior, a ação de forças sobre o pedal e o pé de vela e os efeitos da cadência mantida sobre a produção de potência (TOO, 1990; GOTSHALL, BAUER e FAHRNER, 1996; MARSH e MARTIN, 1997; LI e CALDWELL, 1998; GREGOR, 2000; BAUM e LI, 2003; CANDOTTI et al., 2007; BINI, DIEFENTHAELER e MOTA, 2008; ROSSATO et al., 2008; BINI et al., 2008; CANDOTTI et al., 2009).

Estas pesquisas têm contribuído para o crescimento do ciclismo por meio de diferentes fatores, dentre os quais é possível citar a capacidade de aperfeiçoamento da técnica e da economia de movimento, ou a possibilidade de criação de métodos de ensino desta modalidade esportiva. Entretanto, há necessidade de um número maior de estudos enfocando a saúde dos ciclistas, possibilitando reduzir os riscos associados a esta atividade e torná-la mais confortável para seus praticantes.

Pesquisas relacionadas a saúde dos ciclistas têm abordado principalmente a incidência de lesões nas articulações do quadril, joelho e tornozelo, ou ainda a pressão aplicada no períneo e na região genital de ciclistas amadores e profissionais (LOWE, SCHRADER e BREITENSTEIN, 2004; CALLAGHAN, 2005). Porém, a literatura carece de pesquisas aprofundadas a respeito da incidência de lesões e dor nas estruturas da coluna vertebral em decorrência do ciclismo.

Estudos têm relatado elevados índices de dores cervicais e lombares em ciclistas e triatletas, fator que parece conduzir a desistência de muitos adeptos e inibir a inclusão de novos praticantes (KULUND e BRUBAKER, 1978; BOHLMANN, 1981; WEISS, 1985; O'TOOLE et al., 1989; MANNINEN e KALLINEN, 1996; SALAI et al., 1999; VILLAVICENCIO et al., 2006; VILLAVICENCIO et al., 2007). No entanto, a causa deste problema ainda não foi totalmente

desvendada, sendo a dor crônica não específica em regiões da coluna vertebral frequentemente diagnosticada em ciclistas (BURNETT et al., 2004).

É razoavelmente comum encontrar afirmações de que a dor em regiões da coluna vertebral de ciclistas apresenta relações com a tensão excessiva dos músculos extensores da coluna durante contrações prolongadas. Embora esta explicação pareça plausível, demonstra ainda não ter sido adequadamente pesquisada. Um único estudo pôde ser encontrado na literatura investigando por meio da eletromiografia de superfície o comportamento de músculos da coluna durante o ciclismo (BURNETT et al., 2004). Este estudo monitorou apenas os músculos do tronco, sem padronizar a postura dos sujeitos na bicicleta durante a aquisição dos dados.

Padronizar a postura parece importante, pois alguns estudos têm atribuído a presença de lesões e dor nas estruturas da coluna vertebral justamente à postura mantida pelo ciclista na bicicleta (MELLION, 1994; BURKE, 1994; de VEY MESTDAGH, 1998; SILBERMAN et al., 2005). É interessante que mesmo estes estudos apresentam argumentos controversos.

Mellion (1994) e Burke (1994) demonstram crer que a adoção de uma postura “vertical” do ciclista sobre a bicicleta poderia prevenir a dor, enquanto de Vey Mestdagh (1998) e Silberman (2005) acreditam exatamente no contrário. Para os dois últimos autores, a manutenção de uma postura “horizontal” do ciclista na bicicleta, possibilitada por uma anteversão da pelve, permite manter as curvaturas fisiológicas da coluna vertebral e conseqüentemente prevenir lesões e dor em suas estruturas.

Porém, parece existir um consenso entre estes autores de que a postura adotada pelos ciclistas é dependente das dimensões dos equipamentos utilizados e da realização de ajustes nestes equipamentos, efetuados pelo próprio ciclista (MELLION, 1994; BURKE, 1994; de VEY MESTDAGH, 1998; SILBERMAN et al., 2005).

Os equipamentos e ajustes que mais parecem afetar o posicionamento da coluna vertebral são o “alcance” (distância horizontal entre a região mais posterior do selim e a haste transversa do guidão), o nível do guidão (distância vertical entre o avanço e o topo do selim) e a largura do guidão (DE VEY MESTDAGH, 1998; SILBERMAN et al., 2005).

Já a região da coluna vertebral que parece ser mais afetada pelos equipamentos utilizados e pelos ajustes realizados é a coluna cervical (KOLEHMAINEN, HARMS-RINGDAHL e LANSHAMMART, 1989; DE VEY MESTDAGH, 1998). Em adição, tem sido proposto que a extensão da coluna cervical seria potencializada quando o ciclista apóia suas mãos na região inferior do guidão (MELLION, 1994; KOLEHMAINEN, HARMS-RINGDAHL e LANSHAMMART,

1989). Lesões e dor poderiam originar-se a partir da manutenção de posições extremas da coluna cervical e até mesmo acometer outras áreas da coluna (HARMS-RINGDAHL, 1986). Com base nestas informações, é possível encontrar recomendações no sentido de que ciclistas não utilizem o apoio das mãos na região inferior do guidão como forma de prevenir a dor na coluna vertebral (MELLION, 1994).

Entretanto, é interessante ressaltar que as associações estabelecidas entre a dor nas estruturas da coluna vertebral e a postura adotada pelo ciclista (decorrente dos equipamentos utilizados e dos ajustes realizados) demonstram estar baseadas em fatores como a sensação subjetiva de conforto dos ciclistas e em análises cinesiológicas (KOLEHMAINEN, HARMS-RINGDAHL e LANSHAMMART, 1989; MELLION, 1994; BURKE, 1994; DE VEY MESTDAGH, 1998; SILBERMAN et al., 2005).

Fora do ambiente do ciclismo, estudos na área da biomecânica têm investigado a incidência de lesões e dor nas estruturas da coluna vertebral quantificando da ação das forças internas sobre seus tecidos (ADAMS e DOLAN, 2005). A quantificação destas forças pode auxiliar na compreensão dos mecanismos de lesão e, conseqüentemente, na elaboração de estratégias de prevenção (ANDREWS, HARRELSON e WILK, 2002; WINTER, 2005).

As forças internas podem ser mensuradas direta ou indiretamente. A mensuração direta geralmente é um método invasivo, envolvendo a implantação de transdutores de força no interior das articulações e, por motivos éticos e tecnológicos, este tipo de pesquisa é mais utilizado em animais. Nos seres humanos normalmente é realizada a mensuração indireta, que envolve modelos representativos dos movimentos ou posturas desejadas, apresentando simplificações da realidade (WINTER, 2005).

Apesar das limitações geradas pelas simplificações assumidas, os modelos biomecânicos são muito relevantes para a compreensão do movimento humano (NIGG e HERZOG, 1994). O uso de modelos biomecânicos no ambiente do ciclismo representa uma ferramenta interessante com capacidade de auxiliar na investigação do risco de lesões e dor nas estruturas da coluna vertebral associado a prática desta atividade.

Considerando o fato de que a coluna cervical foi apontada como a região da coluna vertebral mais influenciada pela postura adotada pelo ciclista na bicicleta e possivelmente o local onde a dor se origina (KOLEHMAINEN, HARMS-RINGDAHL e LANSHAMMART, 1989; MELLION, 1994), parece razoável iniciar uma investigação biomecânica da coluna vertebral durante o ciclismo nesta área.

Além disso, o desenvolvimento e a aplicação de modelos biomecânicos da coluna cervical não são interessantes somente no ambiente do ciclismo. Tradicionalmente, modelos biomecânicos da coluna cervical são encontrados na literatura em número reduzido quando comparados a outras áreas da coluna vertebral, como a coluna lombar. Por este motivo, pouco se sabe sobre a ação das forças internas na coluna cervical e esta região foi apontada como um campo promissor para pesquisas na área da biomecânica no futuro (ADAMS e DOLAN, 2005).

Ainda, a região cervical é considerada um local de frequentes lesões na coluna vertebral (BOGDUK e MERCER, 2000) e muitas destas lesões parecem afetar os tecidos moles (CUSICK e YOGANANDAN, 2002; BOGDUK e YOGANANDAN, 2001). Este tipo de lesão é difícil de ser estudada e diagnosticada, pois tanto pesquisadores quanto clínicos geralmente utilizam como ferramenta a realização de exames radiológicos convencionais, que não permitem visualizar os tecidos moles (BOGDUK e YOGANANDAN, 2001). Assim, modelos biomecânicos da coluna cervical podem contribuir na análise do risco de lesões nos tecidos moles em diferentes eventos e até mesmo em seu diagnóstico, informando a região anatômica onde as lesões poderiam ocorrer (BOGDUK e YOGANANDAN, 2001; PANJABI, 1998).

Portanto, a presente dissertação de mestrado objetivou desenvolver um modelo biomecânico tridimensional que permita quantificar as forças internas atuantes na coluna cervical *in vivo* e aplicá-lo no ambiente do ciclismo, comparando a magnitude destas forças entre diferentes posturas comumente adotadas pelos ciclistas.

2. OBJETIVOS

2.1. Objetivo Geral

Quantificar e comparar as forças internas atuantes na coluna cervical durante o ciclismo em diferentes posturas, por meio do desenvolvimento e aplicação de um modelo biomecânico tridimensional *in vivo*.

2.2. Objetivos Específicos

- Estimar a localização dos centros de rotação da coluna cervical superior e inferior.
- Determinar o ponto de aplicação e a linha de ação das forças que representam os músculos extensores cervicais com base na literatura.
- Avaliar o modelo biomecânico proposto estimando o erro associado aos sistemas de aquisição de dados por meio do cálculo de suas respectivas acurácias e interpretando a confiabilidade das variáveis de resposta por meio do cálculo do coeficiente de correlação intraclasse.

3. FORMULAÇÃO DO PROBLEMA

O modelo biomecânico tridimensional *in vivo* desenvolvido permite estimar as forças internas atuantes na coluna cervical e pode ser aplicado no ambiente do ciclismo?

3.1. DEFINIÇÃO OPERACIONAL DAS VARIÁVEIS

3.1.1. Variáveis Independentes

- **Postura:** posição do corpo dos sujeitos sobre a bicicleta. Neste estudo serão avaliadas cinco diferentes posturas:
- **Ereta:** olhar direcionado para frente, procurando manter as curvaturas fisiológicas da coluna vertebral, com os membros superiores paralelos ao corpo e os pés equilibrados sobre os pedais (figura 34 a).
- **Descanso:** olhar direcionado para frente, com o apoio das mãos na porção superior do guidão (figura 34 b).
- **Intermediária:** olhar direcionado para frente, com o apoio das mãos envolvendo os manetes (figura 34 c).
- **Ataque:** olhar direcionado para frente, com o apoio das mãos na porção inferior do guidão (figura 34 d).
- **Cotovelos Flexionados (CF):** olhar direcionado para frente, com o apoio das mãos envolvendo os manetes e flexão dos cotovelos na amplitude articular de 90° (figura 34 e).

3.1.2. Variáveis Dependentes

- **Forças de Reação Resultantes (FR):** As forças de reação resultantes, proximal (FR_P) e distal (FR_D), representam o resultado da ação das forças musculares e articulares sobre a articulação. A FR é estimada pela resolução das equações de Newton-Euler, sendo a incógnita da equação de movimento linear.
- **Momento Proximal (M_P):** Momento total produzido em uma articulação. O M_P representa a soma dos momentos das estruturas ativas (músculos) e passivas (ligamentos, fâscias e cartilagens articulares). O M_P é estimado pela resolução das equações de Newton-Euler, sendo a incógnita da equação de movimento angular.

- **Momento Proximal Resultante (M_R):** Momento resultante de todos os momentos proximais (M_{PX} , M_{PY} e M_{PZ}), obtido pela raiz quadrada do somatório das componentes X, Y e Z dos momentos proximais elevados ao quadrado.
- **Força Muscular (FM):** Força exercida pelos músculos extensores cervicais, obtida pela técnica de distribuição de forças baseada no método de otimização. No modelo biomecânico proposto a FM é representada pelos seguintes vetores:
 - **FM₁:** Vetores bilaterais com origem no ponto médio entre a protuberância occipital externa e o processo mastóideo, sentido e direção ao processo espinhoso de C3. A FM₁ é dividida em FM_{1D} (lado direito) e FM_{1E} (lado esquerdo) e compreende a ação dos músculos *rectus capitis posterior major*, *rectus capitis posterior minor*, *obliquus capitis superior* e *obliquus capitis inferior* (figura 50 b).
 - **FM₂:** Origem na protuberância occipital externa, com sentido e direção ao processo espinhoso de C7. A FM₂ compreende a ação dos músculos *semispinalis capitis* e *splenius capitis* (figura 50 b).
 - **FM₃:** Origem no processo espinhoso de C3, com sentido e direção ao processo espinhoso de T1. A FM₃ compreende a ação do músculo *semispinalis cervicis* (figura 50 b).
 - **FM₄:** Origem no processo espinhoso de C3, com sentido e direção ao processo espinhoso de T4. A FM₄ compreende a ação do músculo *splenius cervicis* (figura 50 b).
- **Força Articular (F_A):** A força articular representa a força resultante que atua nas articulações intervertebrais dos dois segmentos da coluna cervical (superior e inferior). Esta força é estimada utilizando a técnica de distribuição de forças baseada no método de otimização (figura 50 b).

3.1.3. Variáveis Intervenientes

- **Componentes da bicicleta:** itens que devem apresentar dimensões apropriadas às características antropométricas dos ciclistas, especialmente o quadro, o avanço, o guidão e o pé de vela.
- **Ajustes realizados:** regulagens disponíveis dos equipamentos efetuadas pelo ciclista, como a altura do guidão, a altura do selim e sua posição ântero-posterior, o ângulo formado entre o selim e a horizontal, bem como a posição em que o taco é fixado a sapatilha.

4. REVISÃO DA LITERATURA

4.1. Relações entre Dor e Postura no Ciclismo

O ciclismo é uma atividade presente há muito tempo, nas mais variadas culturas em todo o mundo. Sua prática é explicada por diferentes motivos para cada indivíduo, estando entre os fatores mais relatados a utilização como meio de transporte, como forma de recreação, ou ainda como modalidade esportiva (BURKE, 1996).

Em competições, os atletas são exigidos ao extremo física e psicologicamente, vivenciando diversas situações de estresse. Em países como a França, a Itália, ou a Espanha, são realizadas as maiores e mais tradicionais competições, cada uma com mais de vinte dias de duração, percorrendo grandes distâncias e proporcionando o mínimo de descanso aos participantes (ALVES, 1980).

O ciclismo competitivo tem crescido consideravelmente, incentivando a criação de inúmeras provas, aumentando a quantidade de participantes e de equipes existentes. Grandes “voltas” ciclísticas com formato inspirado nas competições realizadas na Europa têm surgido em todo o mundo. Este ambiente conduz a uma constante preparação por parte dos ciclistas, obtida por meio de treinamentos freqüentes e extenuantes (ALVES, 1980; BURKE, 1996).

A condição em que são realizados os treinamentos e as competições (freqüência e duração) remete a uma preocupação constante com a saúde dos atletas. Embora existam muitos dados na literatura com relação a incidência de lesões traumáticas agudas (fraturas, luxações, etc.) no ciclismo, poucos estudos têm documentado problemas causados por microtraumas repetitivos (*overuse*) (MELLION, 1991; MELLION, 1994).

Pesquisas que relacionam a prática do ciclismo à incidência de lesões e dor normalmente investigam os membros inferiores (CALLAGHAN, 2005), o perônio e a região genital dos ciclistas (LOWE, SCHRADER e BREITENSTEIN, 2004). Porém, é possível encontrar estudos que estabeleçam ligações entre o ciclismo e a presença de lesões e dor nas estruturas da coluna vertebral e sabe-se que os ciclistas são vulneráveis a este problema (WEISS, 1985; MELLION, 1991, BRIER e NYFIELD, 1995; WILBER, HOLLAND e MADISON, 1995; MANNINEN e KALLINEN, 1996).

Estudos que investigam a incidência de dor em regiões da coluna vertebral de ciclistas normalmente utilizam a aplicação de questionários durante a realização das competições. Weiss (1985) coletou dados de 113 (86 %) dos 132 participantes de uma prova com duração de 8 dias, onde os ciclistas percorreram 500 milhas. Seus resultados demonstraram que 66,4 % apresentaram dor na

região cervical e nos ombros, sendo que 20,4 % consideraram esta dor como intensa. Somente 2,7 % relataram dor na região lombar.

Bohlmann (1981) investigou um grupo de 20 ciclistas de competição, todos com algum tipo de dor ou desconforto. Destes atletas, 2 (10 %) possuíam dor na região cervical e 2 (10 %) dor na região lombar. Já Kulund e Brubaker (1978) estudaram um grupo de 89 participantes da competição denominada: *1976 Bikecentennial ride from Oregon to Virginia*. Nesta prova, os ciclistas percorreram mais de 4500 milhas em 80 dias. Os resultados do estudo demonstraram que 11 (12 %) dos atletas experienciaram dor na região cervical e nos ombros, além de 13 (15 %) apresentarem dor na região lombar.

Estudos similares também podem ser encontrados no ambiente do triatlo. O'Toole et al., (1989) estudaram 95 competidores do *1986 Hawaii Ironman Triathlon* e 72 % reportaram a presença de dor lombar. Já Manninen e Kallinen (1996) investigaram um grupo de 92 triatletas japoneses, onde 32 % afirmaram apresentar episódios de dor lombar no último ano. Em adição, Villavicencio et al., (2007) aplicaram um questionário *online* em 164 triatletas norte americanos e seus resultados demonstraram que 78 (47,6 %) dos colaboradores apresentaram dor na região cervical.

Embora os estudos descritos previamente tenham demonstrado (grande parte a mais de duas décadas) que a dor em regiões da coluna vertebral (especialmente nas regiões cervical e lombar) é um problema comum entre os ciclistas e os triatletas, sua origem permanece desconhecida, sendo a dor crônica não específica frequentemente diagnosticada em ciclistas (BURNETT et al., 2004).

Com a finalidade de investigar em que tecidos da coluna vertebral a dor poderia se originar, alguns autores incluíram perguntas em seus questionários verificando o tempo de duração deste sintoma. Em alguns ciclistas os sintomas desaparecem após curtos períodos (sete dias, por exemplo) e é sugerido o envolvimento de diferentes tecidos moles. Já para outros, a dor permanece por períodos maiores (três meses, por exemplo), sendo sugerido o envolvimento dos discos intervertebrais (MANNINEN e KALLINEN, 1996; VILLAVICENCIO et al., 2006; VILLAVICENCIO et al., 2007).

Tradicionalmente, a dor em praticantes de ciclismo, tanto em regiões da coluna vertebral como nos membros inferiores, tem sido atribuída a postura adotada pelos ciclistas na bicicleta e sua manutenção por longos períodos. A postura adotada parece ser dependente das dimensões dos equipamentos utilizados, bem como dos ajustes realizados pelo ciclista (MELLION, 1991; MELLION, 1994; BURKE, 1996; DE VEY MESTDAGH, 1998; CHRISTIAANS e BREMNER,

1998; SALAI et al., 1999; BURNETT et al., 2004; SILBERMAN et al., 2005; ASPLUND, WEBB e BARKDULL, 2005).

Mellion (1994) interpretou a combinação do aumento da carga mecânica aplicada sobre os membros superiores (necessária para sustentar o ciclista) e a extensão da coluna cervical adquirida por uma postura “horizontal” do ciclista na bicicleta durante a pedalada, como causa da maior parte das dores na coluna lombar e na coluna cervical dos ciclistas de estrada. Para este autor, a carga mecânica sustentada e a extensão da coluna cervical seriam aumentadas quando o ciclista pedala com o apoio das mãos na porção inferior do guidão.

Em adição, este cenário poderia ainda ser potencializado por três fatores. Dois destes fatores poderiam forçar o ciclista a estender ainda mais a coluna cervical e são: uma combinação inapropriada dos comprimentos do avanço e do tubo superior do quadro da bicicleta (inapropriada principalmente quando o comprimento total é muito grande em relação ao tamanho do ciclista) e a utilização de um capacete que dificulte a visão. O terceiro fator é a vibração transmitida do terreno para os membros superiores do ciclista por meio do guidão, podendo aumentar a carga mecânica atuante nesta região (MELLION, 1994).

O cenário descrito anteriormente pode estar associado a dois problemas distintos da coluna cervical e dos tecidos moles adjacentes, que necessitam ser mais detalhadamente discutidos. Em primeiro lugar, ciclistas poderiam desenvolver “pontos gatilho” (*trigger points*) nos músculos extensores cervicais ou em suas fâscias musculares, ambos enviando sinais de dor ao sistema nervoso central e conduzindo a um ciclo de dor-espasmo-dor (MELLION, 1994).

Em segundo lugar, ciclistas poderiam sofrer múltiplas microlesões do tipo “chicote” (*whiplash*). Durante um percurso longo de ciclismo, especialmente pedalando com apoio das mãos na porção inferior do guidão e com a coluna cervical estendida, inúmeras microlesões do tipo chicote poderiam ocorrer. Sozinhas estas microlesões são insignificantes, mas ao longo do tempo poderiam causar danos recorrentes aos tecidos, tais como deformação mecânica do músculo ou do tendão muscular, fascite traumática e espasmos (MELLION, 1994).

A combinação inapropriada dos comprimentos do avanço e do tubo superior do quadro da bicicleta (comprimento total elevado em relação ao tamanho do ciclista) poderiam também causar uma pressão dolorosa nos elementos posteriores das vértebras lombares. A lordose lombar e conseqüentemente a pressão nos elementos posteriores das vértebras lombares poderiam também ser aumentadas quando o ciclista utiliza um guidão fixo em uma posição muito baixa (MELLION, 1991; MELLION, 1994).

Considerando a coluna torácica, foi sugerido que os maiores prejudicados são os ciclistas adolescentes. A postura cifótica aumentada da coluna torácica no ciclismo, associada a contração intensa dos músculos extensores poderia exercer maior pressão sobre a região anterior dos corpos vertebrais. Uma teoria é que a pressão exercida na região anterior das vértebras produziria um “remodelamento” de sua estrutura, pois a região posterior poderia se desenvolver mais rapidamente devido a menor pressão exercida nesta área. Outra teoria é que a postura flexionada da coluna torácica e os repetitivos microtraumas sofridos, poderiam causar fraturas na porção anterior das vértebras (MELLION, 1994).

Independente da região da coluna vertebral, para manutenção da postura adotada durante o ciclismo, os músculos contraem-se isometricamente. Esta contração isométrica continuada limita o fluxo de sangue para os músculos, podendo produzir a dor como uma resposta isquêmica. Adicionalmente, poderia existir um acúmulo de resíduos metabólicos nestes músculos, potencializando a dor (MELLION, 1991; MELLION, 1994).

Outra teoria proposta é que a dor poderia ser originária de uma resposta dos discos intervertebrais. Como os discos intervertebrais de indivíduos adultos são predominantemente avasculares, a manutenção de uma postura estática da coluna vertebral poderia eliminar os movimentos dos discos necessários para a entrada de nutrientes em sua estrutura e retirada de resíduos (MELLION, 1991; MELLION, 1994).

Para Mellion (1994) os problemas na coluna vertebral dos ciclistas poderiam ser gerenciados pela combinação de ajustes ou modificações nos equipamentos utilizados, mudanças na técnica dos atletas e tratamento médico. Este autor afirma que os ciclistas devem utilizar um guidão com uma curva menor, fixo em uma posição levemente mais elevada. Além disso, devem usar um avanço mais curto ou mover o selim um pouco para frente. Em adição, é aconselhada a mudança frequente de posição durante a pedalada. Os ciclistas também devem utilizar luvas e fitas grossas envolvendo o guidão, para reduzir o efeito dos choques transmitidos pela estrada.

O tratamento médico inicial (fase aguda da dor) inclui gelo, massagem, alongamentos e drogas antiinflamatórias. Os alongamentos propostos devem ser mantidos por no mínimo 5 segundos e estão divididos em dois grupos, alongamentos realizados sobre a bicicleta durante o ciclismo e alongamentos realizados antes e/ou após a atividade (MELLION, 1994). A figura 1 ilustra alguns dos alongamentos propostos por Mellion (1994) como parte do tratamento inicial dos ciclistas.

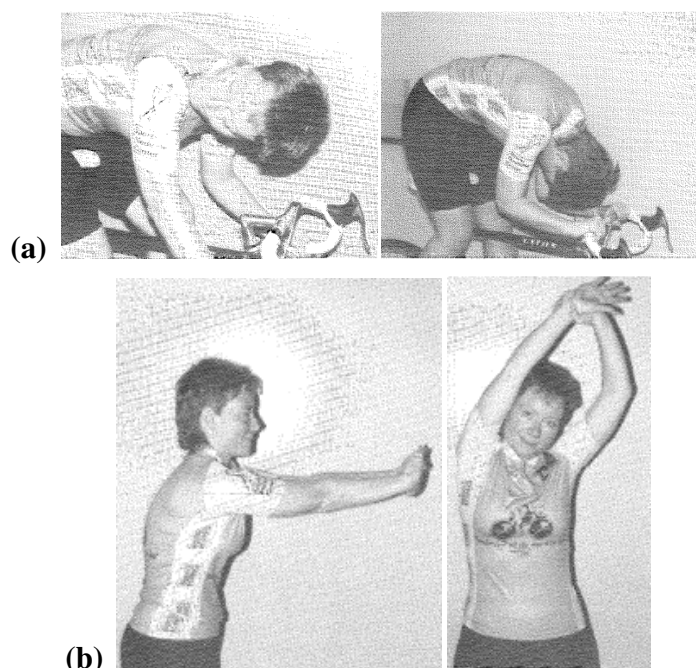


Figura 1: Exemplos de alongamentos propostos como parte do tratamento inicial dos ciclistas. Onde: (a) exemplos de alongamentos realizados sobre a bicicleta, durante o ciclismo e (b) exemplos de alongamentos realizados antes e/ou após a atividade.

Fonte: Adaptado de *Neck and back pain in bicycling* – Mellion, 1994.

O tratamento definitivo consiste na reabilitação dos ciclistas quanto ao posicionamento da coluna cervical e da coluna lombar, baseada na estabilização muscular dinâmica. A estabilização muscular dinâmica envolve as seguintes fases: (1) estabelecer a amplitude de movimento, (2) encontrar e estabelecer uma posição neutra e (3) adaptar esta posição neutra ao exercício (MELLION, 1994). A figura 2 ilustra alguns dos exercícios propostos como parte do tratamento definitivo dos ciclistas.

O estudo extensivamente citado nos parágrafos prévios, Mellion (1994), constitui grande parte do conhecimento existente a respeito das possíveis causas da dor em regiões da coluna vertebral em decorrência da prática do ciclismo. Também é um dos poucos estudos existentes na literatura propondo atividades para reabilitação de ciclistas com dor na coluna cervical e na coluna lombar. Entretanto, seus argumentos devem ser interpretados com cuidado, pois demonstram ser baseados principalmente em especulações e observações clínicas feitas pelo autor e seus colegas, especialmente observando atletas que participaram de ultra maratonas de ciclismo.

Nenhum dos estudos apresentados dentre as referências de Mellion (1994) e Mellion (1991) realmente se preocupou em quantificar a carga mecânica aplicada sobre os membros superiores para sustentar o ciclista, ou a variação desta carga mecânica em decorrência da mudança da região do

guidão onde o ciclista efetua o apoio de suas mãos, ambos pontos apontados pelo autor como origem da dor na coluna vertebral. Também não foi evidenciado cientificamente, que a utilização de luvas ou fitas grossas envolvendo o guidão reduziria significativamente a vibração transmitida do terreno para o ciclista.

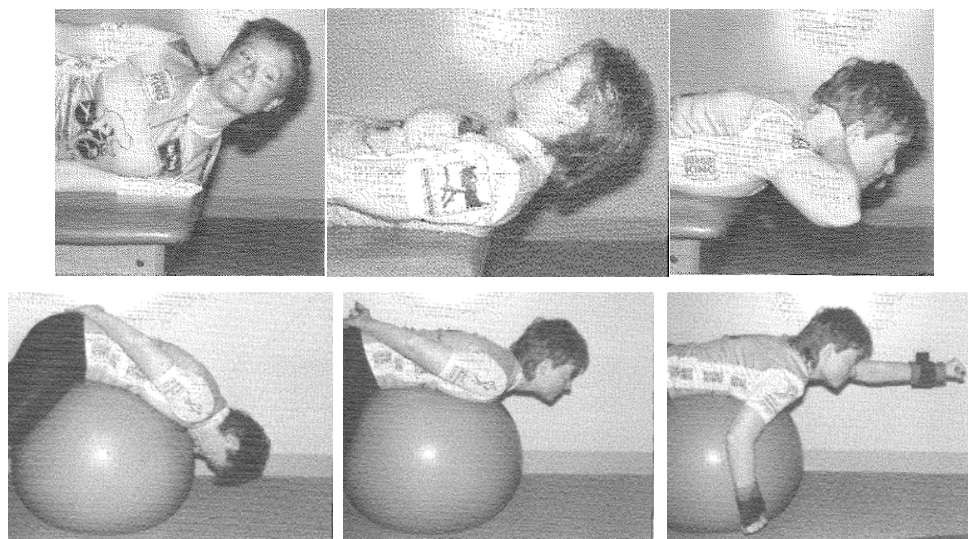


Figura 2: Exemplos de exercícios propostos como parte do tratamento definitivo dos ciclistas.

Fonte: Adaptado de *Neck and back pain in bicycling* – Mellion, 1994.

Em adição, nenhum estudo foi conduzido aplicando o conjunto de alongamentos e exercícios propostos por Mellion (1994) em ciclistas com dor na coluna vertebral e utilizando um grupo controle, para verificar seus reais benefícios. Além disso, algumas atividades propostas como a realização de alongamentos sobre a bicicleta durante o ciclismo (com permanência mínima de 5 segundos) poderiam elevar o risco de quedas e acidentes de trânsito.

As recomendações de Mellion (1994) referentes a manutenção de uma postura mais “vertical” do ciclista na bicicleta para redução da incidência de dor na coluna vertebral, conquistada por meio da utilização de um guidão com uma curva menor, fixo em uma posição levemente mais alta, ou ainda, um avanço mais curto e/ou o reposicionamento do selim um pouco mais a frente são mais comuns.

Estudos foram conduzidos objetivando a criação de protocolos para ajustar os equipamentos de acordo com as características antropométricas dos ciclistas, obtendo uma postura que permita aumentar o desempenho e/ou prevenir lesões (BURKE, 1994; CHRISTIAANS e BREMNER, 1998; DE VEY MESTDAGH, 1998; SILBERMAN et al., 2005).

Em seu estudo, Burke (1994) faz recomendações razoavelmente similares a Mellion (1994), quanto a manter uma combinação apropriada dos comprimentos do avanço e do tubo superior do quadro da bicicleta em relação ao tamanho do ciclista, para a prevenção de lesões e dor nas estruturas da coluna vertebral.

Para Burke (1994), na medida do possível a soma dos comprimentos destes equipamentos não deveria ser grande, para que o ciclista mantivesse uma postura mais vertical. Porém, não foram fornecidos valores de referência para orientar os ciclistas quanto a soma dos comprimentos do avanço e do tubo superior, sendo considerada somente a sensação subjetiva de conforto dos ciclistas. Este autor também alerta para o fato de que a manutenção desta postura mais vertical aumentaria a área frontal do corpo do ciclista em contato com o ar, conseqüentemente aumentando a força de arrasto e a resistência.

Aparentemente motivados pelas informações de Burke (1994) e Mellion (1994), estudos como o de Asplund, Webb e Barkdull (2005) apontaram a combinação do comprimento do avanço e do tubo superior como fator mais importante a ser considerado para prevenir a dor nas estruturas da coluna vertebral, sendo que a combinação dos comprimentos destes dois equipamentos não deve gerar uma distância grande em relação ao tamanho do ciclista.

Entretanto, não existe um consenso na literatura quanto aos benefícios da adoção de uma postura mais “vertical” na bicicleta. Os estudos de De Vey Mestdagh (1998) e Silberman (2005), defendem justamente que na busca de uma postura um pouco mais vertical os ciclistas costumam deslizar para frente no selim, causando retroversão da pelve, retificação da coluna lombar e conseqüentemente o aumento da compressão nos discos intervertebrais. Também ocorreria o aumento da cifose torácica e da lordose cervical. Estas alterações posturais poderiam conduzir a dor na coluna vertebral. A figura 3 ilustra as alterações posturais aparentemente sofridas pelo ciclista na busca por uma postura mais vertical durante a pedalada.

Por outro lado, procurando manter uma postura um pouco mais “horizontal”, utilizando uma combinação do comprimento do avanço e do tubo superior do quadro da bicicleta levemente maior, os ciclistas poderiam sentar um pouco mais para trás no selim, causando anteversão da pelve e manutenção das curvaturas fisiológicas da coluna vertebral.

A manutenção das curvaturas fisiológicas da coluna vertebral poderia prevenir lesões e dor nas suas estruturas, ao mesmo tempo em que a anteversão da pelve também ocasionaria o pré-alongando do músculo glúteo máximo, aumentando a produção de potência muscular durante a pedalada (DE VEY MESTDAGH, 1998; SILBERMAN, 2005). A figura 4 ilustra a anteversão da

pelve e a manutenção das curvaturas fisiológicas da coluna vertebral, aparentemente adquiridas pelo estabelecimento de uma postura horizontal durante a pedalada.

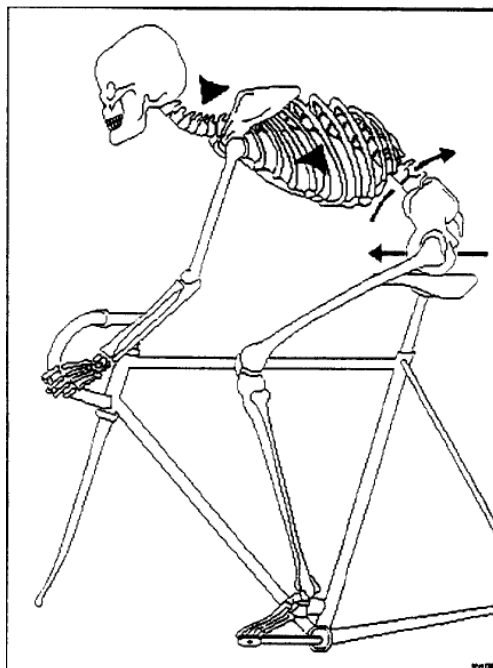


Figura 3: Alterações posturais aparentemente causadas pelo estabelecimento de uma postura vertical no ciclismo: deslizamento anterior do ciclista sobre o selim, retroversão da pelve, aumento da cifose torácica e aumento da lordose cervical, produzindo o aumento da compressão nos discos intervertebrais.

Fonte: *Personal perspective: in search of an optimum cycling posture* – de Vey Mestdagh, 1998.

Embora possam ser apontadas algumas controvérsias entre os autores, como no caso citado previamente, estudos que buscaram estabelecer protocolos de ajuste dos equipamentos utilizados no ciclismo de acordo com informações antropométricas dos ciclistas geralmente concordam entre si e utilizam métodos similares (BURKE, 1994; CHRISTIAANS e BREMNER, 1998; DE VEY MESTDAGH, 1998; SILBERMAN et al., 2005).

A postura adotada na bicicleta pode ser dividida em dois componentes principais, seu “comprimento” (*posture length*) e sua “altura” (*posture height*), cada componente dependendo de ajustes distintos dos equipamentos (DE VEY MESTDAGH, 1998). O componente comprimento da postura depende fundamentalmente do “alcance” (distância horizontal entre a região mais posterior do selim e a haste transversa do guidão), do nível do guidão (distância vertical entre o avanço e o topo do selim) e da largura do guidão (DE VEY MESTDAGH, 1998; SILBERMAN et al., 2005). A combinação entre os comprimentos do avanço e do tubo superior do quadro da bicicleta discutida

anteriormente (MELLION, 1994; BURKE, 1994; ASPLUND, WEBB e BARKDULL, 2005) é considerada pela variável alcance.

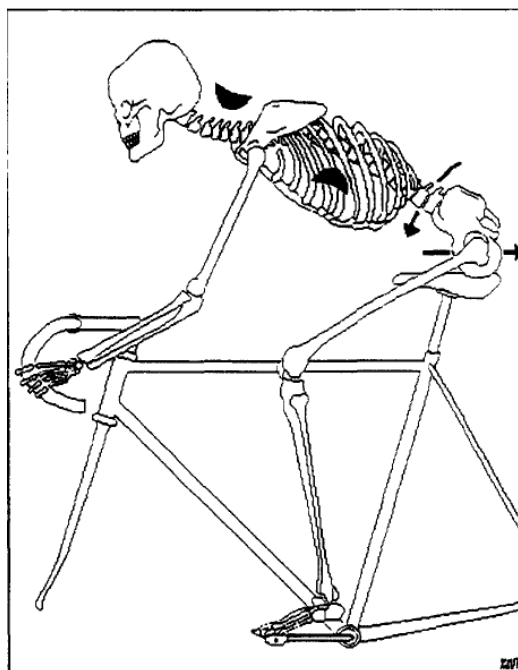


Figura 4: Estabelecimento de uma postura horizontal durante o ciclismo: a anteversão da pelve parece proporcionar a manutenção das curvaturas fisiológicas da coluna vertebral e o aumento da produção de potência pelo pré-alongamento do músculo glúteo máximo.

Fonte: *Personal perspective: in search of an optimum cycling posture* – de Vey Mestdagh, 1998.

Já a componente altura da postura é determinada pela altura do selim (distância entre o pedal inferior e o topo do selim, com o pé de vela perpendicular ao solo), distância entre a região mais posterior do selim e o centro do eixo de rotação do pé de vela, comprimento do pé de vela e a posição (ântero-posterior) em que o taco é fixo na sapatilha (BURKE, 1994; DE VEY MESTDAGH, 1998; SILBERMAN et al., 2005). A figura 5 ilustra os ajustes dos equipamentos que possuem influência sobre a postura adotada pelo ciclista.

O estabelecimento inapropriado dos ajustes referentes ao componente “comprimento” da postura parece estar mais relacionado a possibilidade de lesões e dor em regiões da coluna vertebral, enquanto dos ajustes referentes a componente “altura” da postura parece estar mais associado a lesões e dor nos membros inferiores (BURKE, 1994; DE VEY MESTDAGH, 1998; SILBERMAN et al., 2005).

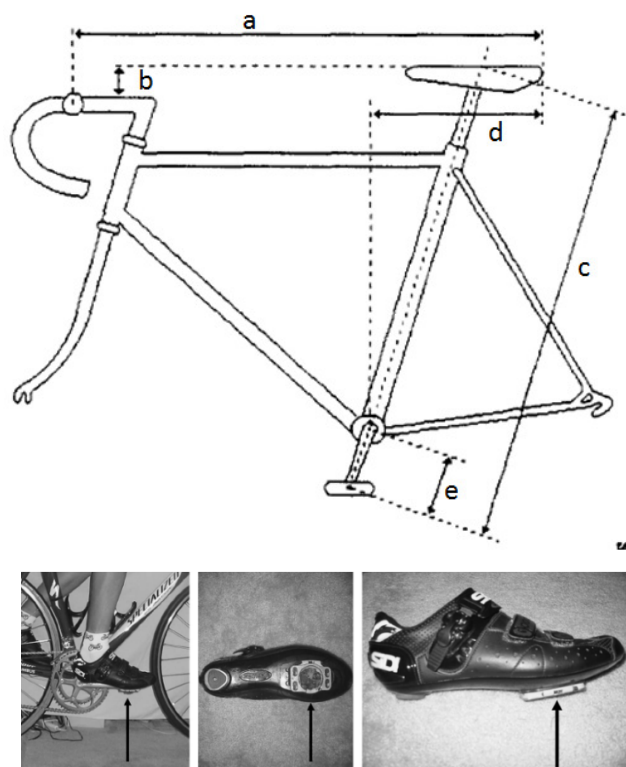


Figura 5: Ajustes dos equipamentos que exercem influência sobre a postura adotada pelo ciclista. Superior = ajustes da bicicleta, onde: (a) alcance, (b) nível do guidão, (c) altura do selim, (d) distância entre a região mais posterior do selim e o centro do eixo de rotação do pé de vela e (e) comprimento do pé de vela. Inferior = posição (ântero-posterior) em que o taco é fixo na sapatilha. Fonte: Adaptado de: *Personal perspective: in search of an optimum cycling posture* – de Vey Mestdagh, 1998 e *Road bicycle fit* – Silberman et al., 2005.

Para auxiliar os ciclistas a efetuar os ajustes corretamente, de acordo com suas características antropométricas, têm sido estabelecidos padrões de mensuração das informações antropométricas e construídas tabelas apontando as dimensões aparentemente mais adequadas dos equipamentos para cada indivíduo (BURKE, 1994; DE VEY MESTDAGH, 1998).

Considerando o componente comprimento da postura, as características antropométricas consideradas são o comprimento dos membros superiores (distância entre a parte superior do acrômio e as cabeças dos metacarpos), o comprimento do torso (estando o indivíduo sentado, é a distância entre a linha do selim e a incisura supra-esternal) e a largura dos ombros (distância entre a parte mais lateral dos ombros). O valor referente a soma do comprimento dos membros superiores e do comprimento do torso é utilizado para estimar os valores referentes ao alcance e ao nível do guidão. Também é recomendado que a largura do guidão não seja menor do que a largura dos ombros (DE VEY MESTDAGH, 1998). A figura 6 ilustra os procedimentos para mensuração do

comprimento dos membros superiores, comprimento do torso e largura dos ombros, juntamente as relações utilizadas para estabelecer o alcance e o nível do guidão.

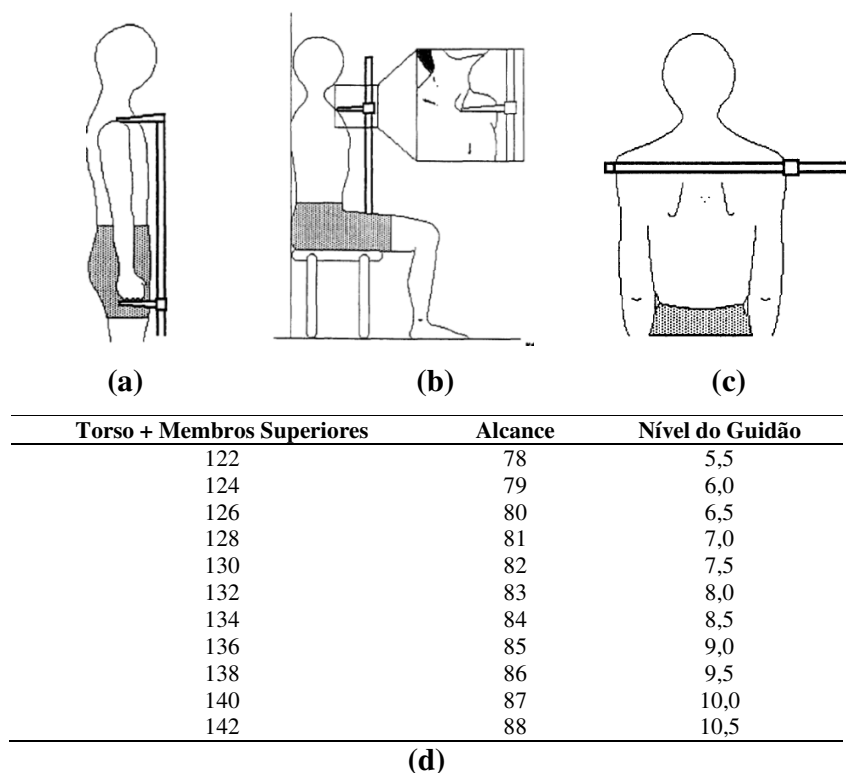
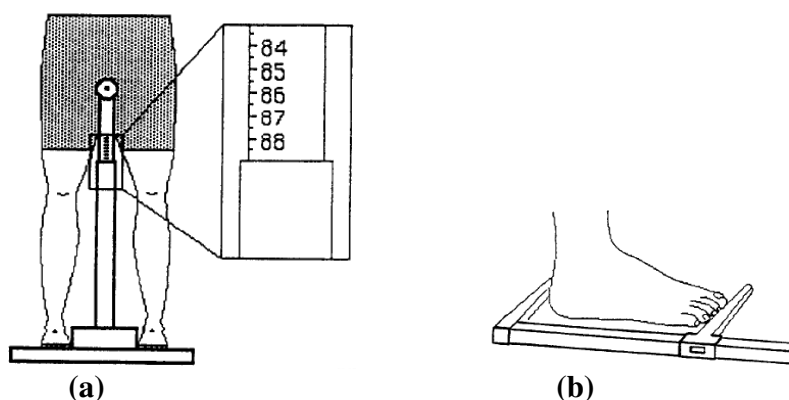


Figura 6: Procedimentos para mensuração do comprimento dos membros superiores (a), comprimento do torso (b) e largura dos ombros (relacionada a largura do guidão) (c), juntamente as relações utilizadas para estabelecer o alcance e o nível do guidão (d).

Fonte: Adaptado de *Personal perspective: in search of an optimum cycling posture* – de Vey Mestdagh, 1998

Diferentes informações antropométricas são utilizadas quando considerada a componente altura da postura. A altura do selim tem sido estabelecida por uma taxa de variação entre 100 % e 109 % do comprimento interno dos membros inferiores (BURKE, 1994; DE VEY MESTDAGH, 1998). O comprimento interno dos membros inferiores é definido como a distância entre o solo e a região púbica, estando o indivíduo em pé e com os joelhos estendidos.

O comprimento interno dos membros inferiores tem sido utilizado também para estimar o comprimento do pé de vela. Em adição, é possível corrigir a altura do selim com base no comprimento do pé, considerado como a distância mensurada entre o calcâneo e a extremidade dos dedos (BURKE, 1994; DE VEY MESTDAGH, 1998). A figura 7 ilustra os procedimentos para mensuração do comprimento interno dos membros inferiores e comprimento do pé, juntamente as relações utilizadas para estabelecer o comprimento do pé de vela e corrigir a altura do selim.



Comprimento Interno dos Membros Inferiores	Comprimento do Pé de Vela	Comprimento do Pé	Altura do Selim
≥ 75	16,50	23	-0,8
≥ 78	16,75	24	-0,6
≥ 81	17,00	25	-0,4
≥ 84	17,25	26	-0,2
≥ 87	17,50	27	+0,2
≥ 90	17,75	28	+0,4
≥ 93	18,00	29	+0,6
		30	+0,8

(c)

Figura 7: Procedimentos para mensurar o comprimento interno dos membros inferiores (a) e comprimento do pé (b), juntamente as relações utilizadas para estabelecer o comprimento do pé de vela, a partir do comprimento interno dos membros inferiores e complementar a altura do selim, com base no comprimento do pé (c).

Fonte: Adaptado de *Personal perspective: in search of an optimum cycling posture* – de Vey Mestdagh, 1998

Já para estimar a distância entre a região mais posterior do selim e o centro do eixo de rotação do pé de vela, é mensurado o comprimento da coxa (estando o indivíduo sentado com os joelhos flexionados a 90°, é considerada a distância entre o sacro e a patela). Ainda, é recomendado que o taco seja fixo a sapatilha em uma posição que permita o posicionamento da cabeça do primeiro metatarso diretamente sobre o eixo de rotação do pedal da bicicleta (DE VEY MESTDAGH, 1998; SILBERMAN et al., 2005). A figura 8 ilustra o procedimento para mensurar o comprimento da coxa e sua relação com a distância entre a região mais posterior do selim e o centro do eixo de rotação do pé de vela, juntamente a posição em que o taco deve ser fixo a sapatilha.

O desenvolvimento destes protocolos de mensuração das variáveis antropométricas e o estabelecimento de suas relações com a realização dos ajustes mais adequados para cada indivíduo foram efetuados idealizando que os ciclistas considerassem estes parâmetros no momento da aquisição de seus equipamentos. Entretanto, muitas vezes este tipo de informação não atinge o conhecimento dos ciclistas.

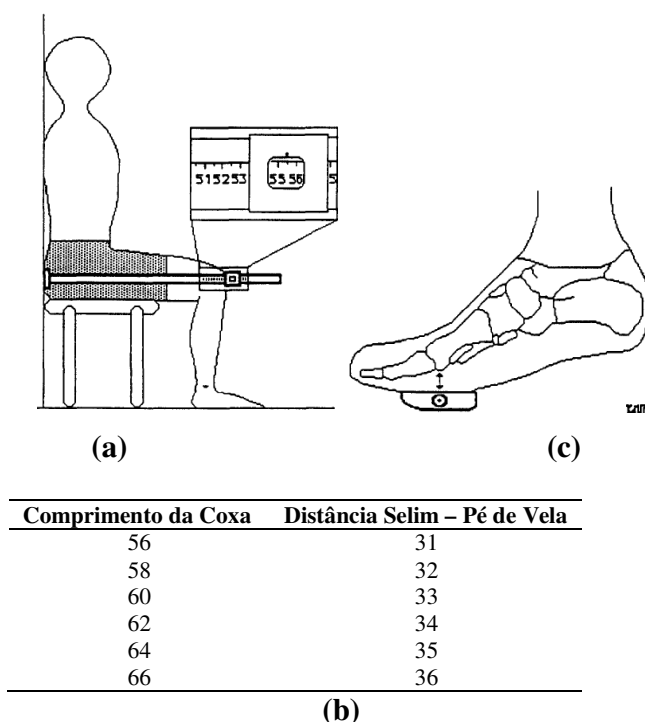


Figura 8: Procedimento para mensurar o comprimento da coxa (a) e sua relação com a distância entre a região mais posterior do selim e o centro de rotação do pé de vela (b), juntamente a posição em que o taco deve ser fixo a sapatilha (c).

Fonte: Adaptado de *Personal perspective: in search of an optimum cycling posture* – de Vey Mestdagh, 1998

Tradicionalmente, ciclistas consideram apenas o tamanho do quadro da bicicleta (comprimento dos tubos superior e inferior, expresso em cm) estabelecendo somente uma relação com a sua estatura. Um dos poucos ajustes realizados é a altura do selim, determinada sentando sobre a bicicleta, estendendo o joelho e colocando o calcanhar no pedal inferior, estando o pé de vela perpendicular ao solo (ALVES, 1980). A tabela 1 apresenta a relação estabelecida entre as dimensões do quadro da bicicleta e a estatura do ciclista.

Tabela 1: Relação estabelecida entre as dimensões do quadro da bicicleta e a estatura do ciclista. Fonte: Adaptado de *Ciclismo: técnica moderna, história e treinos* – Alves, 1980.

Estatura (m)	Tubo Superior (cm)	Tubo Vertical (cm)
1,62 - 1,66	54	52
1,67 - 1,70	55	54
1,71 - 1,74	57	56
1,75 - 1,78	59	58

Outro problema é que muitos dos equipamentos e dos ajustes que podem influenciar na postura adotada na bicicleta costuma ser escolhidos pensando no desempenho do ciclista e não na prevenção de lesões e dor. O comprimento do pé de vela, por exemplo, influencia o cálculo para a estipulação da altura do selim, porém ciclistas costumam determiná-lo considerando a cadência mantida, o tipo de prova e de terreno a que serão submetidos (HULL e GONZÁLEZ, 1988; KYLE, 1994; MORRIS e LONDEREE, 1997; RYSCHON, 1994).

O tipo de prova, fator citado no parágrafo anterior, é muito considerado no momento de ajustar a bicicleta. Em provas do tipo contra-relógio assim como em muitas competições de triatlo, por exemplo, atletas costumam aumentar a altura do selim, o comprimento do pé de vela, sentar na região mais anterior do selim e utilizar um guidão que permita reduzir sua área frontal em contato com o ar, diminuindo a força de arrasto e a resistência (BURKE, 1994; KYLE, 1994; BURKE, 1996; DE VEY MESTDAGH, 1998).

Esta postura busca primariamente a redução da resistência do ar, porém também parece aumentar a potência produzida pelos músculos do membro inferior (BURKE, 1996; KYLE, 1994; DE VEY MESTDAGH, 1998). Entretanto, pouco se sabe sobre a sua influência desta postura extrema, sobre a incidência de dor em regiões da coluna vertebral (DE VEY MESTDAGH, 1998). A figura 9 ilustra a postura adotada por muitos atletas em provas de ciclismo do tipo contra-relógio e em competições de triatlo.

Como descrito anteriormente, grande parte das considerações sobre a incidência dor em ciclistas, envolve os componentes altura e comprimento da postura. De uma forma geral, os autores parecem concordar que a componente altura poderia causar dor nos membros inferiores e o componente comprimento, ocasionar dor em regiões da coluna vertebral (BURKE, 1994; MELLION, 1994; DE VEY MESTDAGH, 1998; SILBERMAN et al., 2005). Porém, considerando o componente comprimento, os autores discordam se a dor teria origem a partir de uma postura horizontal (BURKE, 1994; MELLION, 1994) ou vertical (DE VEY MESTDAGH, 1998; SILBERMAN et al., 2005) do ciclista na bicicleta.

O mecanismo principal apontado como origem de lesões e dor nos membros inferiores, em função de uma componente altura da postura inapropriada, é a força compressiva exercida sobre a patela e o fêmur, produzida pelo quadríceps e dependente do ângulo do joelho (BURKE, 1994; DE VEY MESTDAGH, 1998; SILBERMAN et al., 2005).

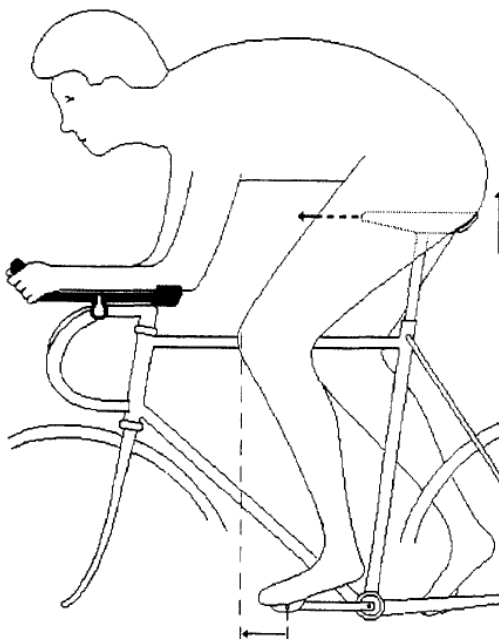


Figura 9: Postura adotada por muitos atletas em provas de ciclismo do tipo contra-relógio e em competições de triatlo.

Fonte: *Personal perspective: in search of an optimum cycling posture* – de Vey Mestdagh, 1998

A figura 10 ilustra a força compressiva atuante sobre a patela e o fêmur, produzida pelo quadríceps e dependente do ângulo do joelho, aparentemente aumentada quando adotada uma postura com a componente altura inapropriada.

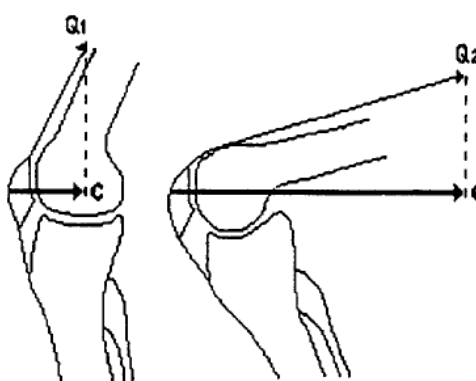


Figura 10: Força compressiva atuante sobre a patela e o fêmur, produzida pelo quadríceps e dependente do ângulo do joelho, aparentemente aumentada quando adotada uma postura com a componente altura inapropriada. Onde, Q: linha de ação do quadríceps, C: linha de ação da força compressiva.

Fonte: *Personal perspective: in search of an optimum cycling posture* – de Vey Mestdagh, 1998

Já o mecanismo principal apontado como origem de lesões e dor em regiões da coluna vertebral, em função de um componente comprimento da postura inapropriado, é o aumento da

extensão cervical e da transmissão da vibração do terreno aos membros superiores por meio do guidão (BURKE, 1994; MELLION, 1994; DE VEY MESTDAGH, 1998; SILBERMAN et al., 2005).

Para Mellion (1994) e Burke (1994), a extensão cervical e a transmissão da vibração do terreno aos membros superiores por meio do guidão seriam aumentadas quando os ciclistas pedalam mantendo uma postura mais horizontal sobre a bicicleta, geralmente alcançada por uma combinação inapropriada dos comprimentos do avanço e do tubo superior do quadro da bicicleta (comprimento total elevado em relação ao tamanho do ciclista). Ainda, a extensão cervical e a transmissão da vibração aos membros superiores poderiam ser aumentadas quando os ciclistas apóiam suas mãos na região inferior do guidão. Estes autores recomendam a manutenção de uma postura mais vertical dos ciclistas sobre a bicicleta, para redução da extensão cervical.

Já para de Vey Mestdagh (1998) e Silberman et al., (2005), a extensão cervical e a transmissão da vibração do terreno aos membros superiores por meio do guidão seriam aumentadas quando os ciclistas pedalam mantendo uma postura mais vertical sobre a bicicleta, geralmente conquistada por um alcance (distância horizontal entre a região mais posterior do selim e a haste transversa do guidão) pequeno em relação ao tamanho do ciclista. Um alcance pequeno aumentaria a cifose torácica e conseqüentemente a extensão cervical. O alcance pequeno também faria com que os membros superiores adotassem uma posição mais vertical, transmitindo diretamente a vibração do terreno por meio do guidão. Estes autores recomendam a adoção de uma postura horizontal na bicicleta, utilizando o valor referente ao alcance mais adequado com as características antropométricas do ciclista. O alcance adequado seria estimado com base na mensuração do comprimento dos membros superiores e do comprimento do torso do ciclista.

A postura horizontal seria adotada sentado na região posterior do selim e realizando uma anteversão da pelve. Esta anteversão da pelve permitiria manter as curvaturas fisiológicas da coluna vertebral, ao mesmo tempo em que ocasionaria o pré-alongamento do músculo glúteo máximo, aumento a potência muscular produzida (DE VEY MESTDAGH, 1998). A figura 11 ilustra o ângulo de extensão cervical e o ângulo formado entre o braço e o tronco, os dois fatores que parecem exercer maior influencia sobre a dor em regiões da coluna vertebral, quando adotada uma postura com o componente comprimento inadequado.

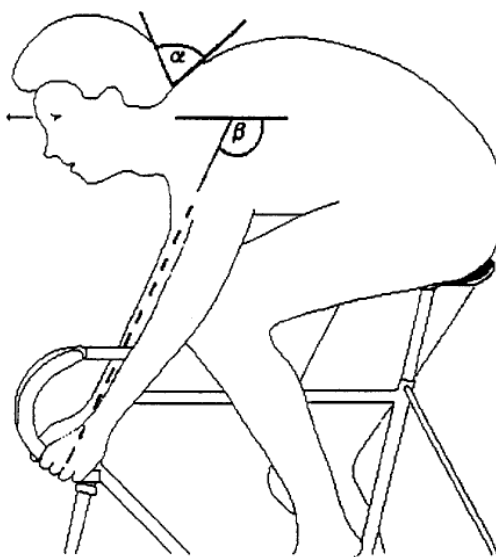


Figura 11: Ângulo de extensão cervical (α) e ângulo formado entre o braço e o tronco (β), os dois fatores que parecem exercer maior influência sobre a dor em regiões da coluna vertebral, quando adotada uma postura com o componente comprimento inadequado.

Fonte: *Personal perspective: in search of an optimum cycling posture* – de Vey Mestdagh, 1998

Embora os argumentos dos estudos citados previamente pareçam convincentes, devem ser interpretados cuidadosamente. Os autores demonstram ter se baseado em análises cinesiológicas qualitativas e na sensação subjetiva de conforto dos ciclistas. Em nenhum momento foram mensurados o ângulo de extensão cervical e o ângulo formado entre o braço e o tronco, ambas variáveis muito discutidas. Tampouco foi verificado se as alterações aparentemente sofridas por estes ângulos em decorrência da postura adotada pelo ciclista são significativas. Ainda, os autores não mencionaram nenhum estudo que tenha verificado a vibração transmitida ao ciclista por meio do guidão.

Outros estudos puderam ser encontrados na literatura utilizando métodos quantitativos para investigar as possíveis causas da dor em regiões da coluna vertebral, porém enfocando fatores como o ângulo do selim em diferentes tipos de bicicleta (SALAI et al., 1999), a posição da coluna torácica, a posição da coluna cervical e o momento induzido pela força peso da cabeça e do pescoço utilizando diferentes tipos de guidão (KOLEHMAINEN, HARMS-RINGDAHL e LANSHAMMART, 1989), ou ainda, a comparação da ativação dos músculos extensores da coluna lombar e dos músculos abdominais entre ciclistas com e sem dor (BURNETT et al., 2004). Estes estudos estão apresentados a seguir.

Salai et al., (1999) selecionaram trinta voluntários saudáveis, que foram divididos em três grupos com dez integrantes cada, de acordo com o tipo de bicicleta utilizado: de passeio (*city*), de

estrada (*road*) e para todos os terrenos (*mountain*). Após, usando fluoroscopia foram adquiridas imagens internas sagitais da região lombar de todos os sujeitos, posicionados sobre as bicicletas. Com base nas imagens adquiridas foram mensurados três ângulos distintos: (1) entre a coluna lombar e a pelve, (2) entre a coluna lombar e o a linha de ação da força peso (linha vertical) e (3) entre a pelve o solo (linha horizontal). A figura 12 ilustra os diferentes ângulos mensurados na região lombar, para cada tipo de bicicleta analisado.

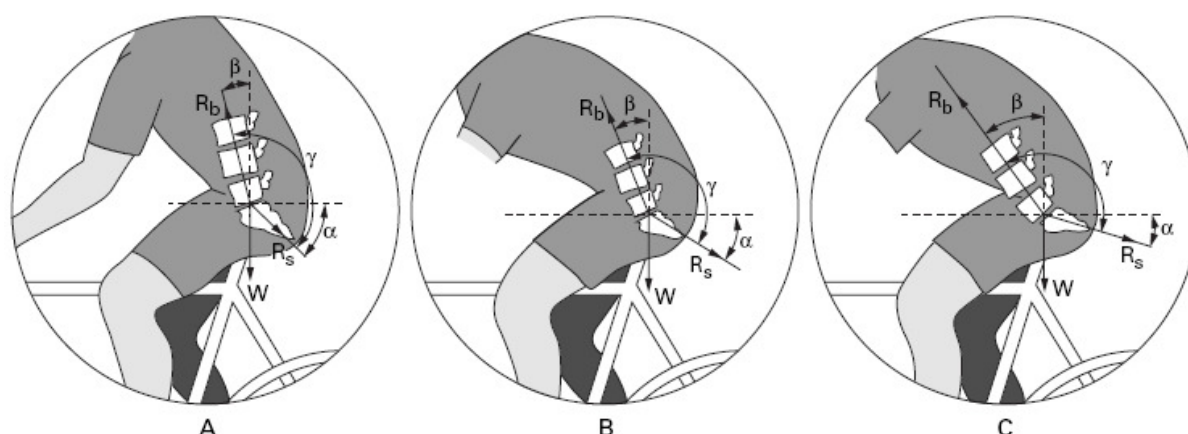


Figura 12: Diferentes ângulos mensurados na região lombar, para cada tipo de bicicleta analisado. Onde, W : vetor da força peso, R_b : vetor da coluna lombar, R_s : vetor da pelve, α : ângulo entre o solo e R_s , β : ângulo entre W e R_b , γ : ângulo entre R_b e R_s , A: bicicleta de passeio, B: para todos os terrenos e C: de estrada.

Fonte: *Effect of changing the saddle angle on the incidence of low back pain in recreational bicyclists* – Salai et al., 1999.

Com base na análise destes ângulos, os autores apontaram a tensão no ligamento longitudinal anterior e a compressão sobre o promontório como fatores que conduziriam a dor lombar. A tensão no ligamento longitudinal anterior e a compressão sobre o promontório seriam aumentadas quando utilizadas bicicletas de estrada. Quando utilizadas bicicletas de passeio a tensão no ligamento longitudinal anterior e a compressão sobre o promontório seriam reduzidas, entretanto a área frontal do corpo do ciclista em contato com o ar aumentaria, causando o aumento na resistência encontrada pelo ciclista para propagar a bicicleta por meio do aumento da força de arrasto (SALAI et al., 1999).

Salai et al., (1999) também observaram que com uma inclinação anterior do selim em relação a sua posição horizontal o ângulo formado entre o solo e a pelve diminui, o ângulo formado entre a linha de ação da força peso e a coluna lombar aumenta, porém o ângulo formado entre a coluna lombar e a pelve permanece constante. A figura 13 ilustra o comportamento dos ângulos mensurados na região lombar, quando o selim é inclinado anteriormente a partir de uma posição horizontal.

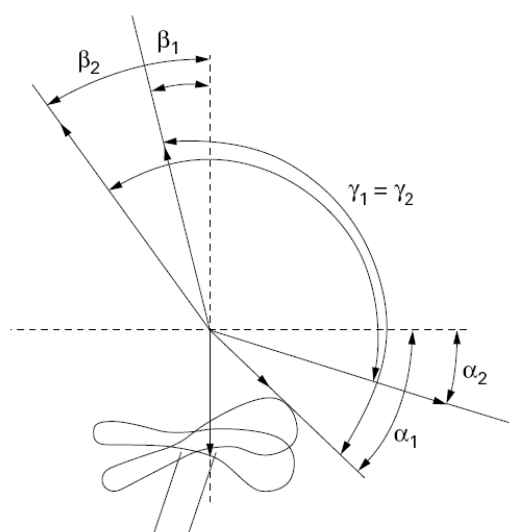


Figura 13: Comportamento dos ângulos mensurados na região lombar, quando o selim é inclinado anteriormente a partir de uma posição horizontal. Onde, α : ângulo entre o solo e o vetor da pelve, β : ângulo entre a linha de ação da força peso e o vetor da coluna lombar, γ : ângulo entre o vetor da coluna lombar e o vetor da pelve, 1 (subscrito): posição horizontal do selim e 2 (subscrito): inclinação anterior do selim.

Fonte: *Effect of changing the saddle angle on the incidence of low back pain in recreational bicyclists* – Salai et al., 1999.

A partir destas observações com relação ao comportamento dos ângulos mensurados no estudo, foi recomendada aos ciclistas a utilização de um selim levemente inclinado anteriormente (em torno de 10°), para prevenção de dor na região lombar. É possível que os ciclistas de competição possam, por meio da inclinação anterior do selim, reduzir a tensão no ligamento longitudinal anterior e a compressão sobre o promontório, sem aumentar a área frontal do corpo do ciclista em contato com o ar e conseqüentemente a força de arrasto (SALAI et al., 1999).

Pode-se encontrar algumas semelhanças nos estudos de Salai et al., (1999) e de Vey Mestdagh (1998). Ambos buscam a adoção de uma postura na bicicleta que permita prevenir lesões e dor sem reduzir o desempenho dos ciclistas. Os dois estudos citados mostram evidências de que esta condição pode ser alcançada pela manutenção de uma postura mais horizontal sobre a bicicleta, discordando dos estudos de Mellion (1994) e Burke (1994).

Mesmo que o estudo de Salai et al., (1999) tenha utilizado métodos quantitativos, os autores realmente não quantificaram a tensão no ligamento longitudinal anterior e a compressão sobre o promontório, sendo o comportamento destas duas variáveis avaliado analisando os ângulos mensurados na região lombar.

Kolehmainen, Harms-Ringdahl e Lanshammart (1989) selecionaram oito voluntários saudáveis que pedalarão em um ciclo ergômetro enquanto foram gravadas imagens sagitais da coluna vertebral, utilizando três diferentes tipos de guidão: guidão alto, guidão reto e guidão de corrida. Foram também gravadas imagens em uma posição de referência (posição vertical sobre o ciclo ergômetro). A figura 14 ilustra os três diferentes tipos de guidão utilizados.



Figura 14: Três diferentes tipos de guidão utilizados. Onde, a: guidão alto, b: guidão reto e c: guidão de competição.

Fonte: *Cervical spine positions and load moments during bicycling with different handlebar positions* – Kolehmainen, Harms-Ringdahl e Lanshammart (1989).

Durante a aquisição das imagens foram fixados aos sujeitos nove marcadores reflexivos, sendo oito marcadores anatômicos e um marcador técnico. Estes marcadores reflexivos foram inicialmente utilizados para determinar a posição da coluna cervical e da coluna torácica. A figura 15 apresenta os ângulos mensurados a partir dos marcadores reflexivos para determinar a posição da coluna cervical e da coluna torácica.

Os ângulos mensurados em cada um dos tipos de guidão analisados foram então comparados a postura de referência. Foi evidenciado um aumento médio da extensão da coluna cervical superior (α) de 10° quando usado o guidão alto e o guidão reto e de 15° quando adotado o guidão de competição. Entretanto, não foram evidenciadas diferenças significativas para a extensão da coluna cervical inferior (β) em nenhum dos tipos de guidão adotados. A coluna torácica superior (γ) passou de 20° na postura de referência, para 44° quando usado o guidão alto e 75° quando adotado o guidão de competição, sendo estas diferenças significativas. Assim como na coluna cervical inferior, a análise da curvatura do tronco (δ) não evidenciou diferenças significativas (KOLEHMAINEN, HARMS-RINGDAHL E LANSHAMMART, 1989).

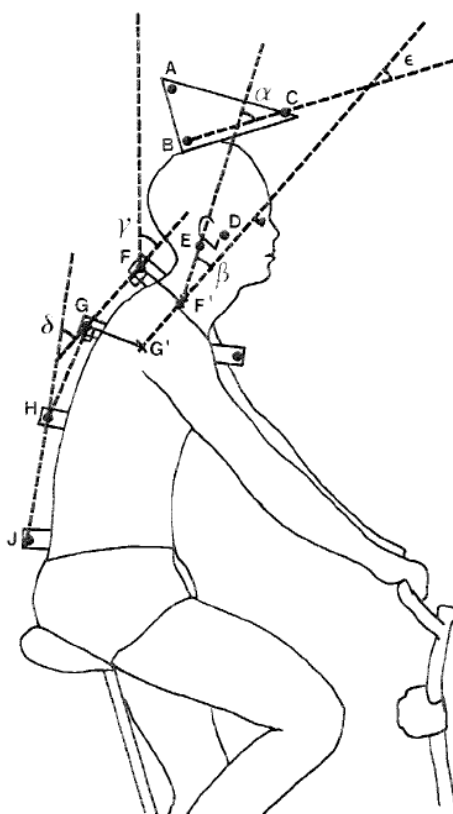


Figura 15: Ângulos mensurados a partir dos marcadores reflexivos para determinar a posição da coluna cervical e da coluna torácica. Onde, α (cervical superior): ângulo entre as retas BC e EF', β (cervical inferior): ângulo entre as retas EF' e F'G', γ (torácica superior): ângulo entre a reta FG e uma linha vertical, δ (curvatura do tronco): ângulo entre as retas FG e HJ, ϵ (cervical completa): ângulo entre as retas BC e F'G'.

Fonte: *Cervical spine positions and load moments during bicycling with different handlebar positions* – Kolehmainen, Harms-Ringdahl e Lanshammart (1989).

O estudo de Kolehmainen, Harms-Ringdahl e Lanshammart (1989), com base na análise dos ângulos mensurados, considerou que a utilização de um guidão de competição não afeta a lordose lombar, mas aumenta consideravelmente a extensão da coluna cervical superior em decorrência do aumento da cifose torácica. A grande extensão da coluna cervical superior poderia ser apontada como causa de dor na região cervical e nos ombros. Entretanto, os autores afirmam que ocorreram variações entre os sujeitos, na adoção da posição vertical de referência e na postura de pedalada, podendo influenciar os resultados observados.

Posteriormente a mensuração dos ângulos, Kolehmainen, Harms-Ringdahl e Lanshammart (1989) estimaram o momento flexor induzido pela força peso da cabeça e do pescoço em cada um dos tipos de guidão. Para isso, a força peso foi considerada atuando sobre o côndilo da mandíbula (estimativa do centro de massa) e calculada considerando a massa da cabeça e do pescoço como 7,9

% da massa corporal total de cada sujeito (WILLIAMS e LISSNER, 1962). Em adição, foi utilizado o centro de rotação bilateral de C₇-T₁ (ponto médio entre o processo espinhoso de C₇ e a incisura supra-esternal) (HARMS-RINGDAHL et al., 1986). Assim, o momento flexor foi estimado pelo produto entre a força peso da cabeça e do pescoço e a distância entre a linha de ação da força peso e o centro de rotação (distância perpendicular). A figura 16 ilustra a linha de ação da força peso da cabeça e do pescoço e a sua distância perpendicular, utilizadas para o cálculo do momento flexor.

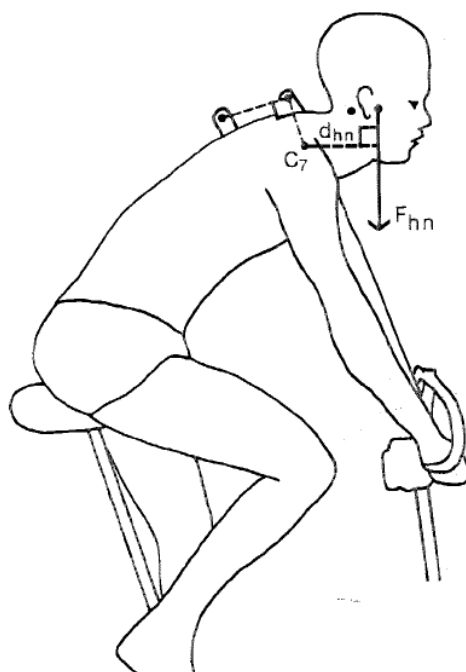


Figura 16: Linha de ação da força peso da cabeça e do pescoço (F_{hn}) e a sua distância perpendicular (d_{hn}), utilizadas para o cálculo do momento flexor.

Fonte: *Cervical spine positions and load moments during bicycling with different handlebar positions* – Kolehmainen, Harms-Ringdahl e Lanshammart (1989).

A média e o desvio-padrão do momento flexor, para a posição de referência, foram de $49,3 \pm 10,4$ Nm. Já quando utilizado o guidão alto, o guidão reto e o guidão de corrida, os momentos flexores médios estimados foram respectivamente, $92,9 \pm 9,1$ Nm, $128,8 \pm 13,6$ Nm e $148,6 \pm 16,6$ Nm (KOLEHMAINEN, HARMS-RINGDAHL E LANSHAMMART, 1989).

Com base nestes resultados os autores concluíram que a utilização de um guidão alto, quando comparado ao guidão de competição, é mais favorável por gerar menores valores de momento flexor induzido pela força peso da cabeça e do pescoço em torno do eixo bilateral de C₇-T₁, sendo recomendada para indivíduos com dor na coluna cervical (KOLEHMAINEN, HARMS-RINGDAHL E LANSHAMMART, 1989).

A comparação de diferentes tipos de guidão vista no estudo de Kolehmainen, Harms-Ringdahl e Lanshammart (1989) é interessante, porém o uso do guidão de competição poderia ter sido melhor aproveitado. Este tipo de guidão possibilita o apoio das mãos em regiões distintas, artifício comumente utilizado pelos ciclistas para alterar sua postura em decorrência da situação da competição, entretanto os autores enfocaram somente sua região inferior. Em adição, os autores não utilizaram bicicletas, mas sim um ciclo ergômetro. A utilização do ciclo ergômetro pode ter ocasionado a variação da postura observada entre os sujeitos, relatada pelos autores após o cálculo dos ângulos, mas que afetaria também a estimativa do momento flexor.

Burnett et al., (2004) objetivaram examinar a existência de diferenças na cinemática da coluna e na ativação dos músculos do tronco em indivíduos com e sem dor lombar, durante a pedalada. Participaram do estudo 18 voluntários (ciclistas e triatletas), sendo 8 homens e 10 mulheres, com idades entre 18 e 57 anos. Os sujeitos foram divididos em dois grupos com o mesmo número de integrantes (n=9), de acordo com a presença de dor lombar (grupo com dor e grupo sem dor).

Os movimentos de flexão e rotação da coluna vertebral foram denominados como variáveis cinemáticas e determinadas por meio de um equipamento eletromagnético tridimensional e quatro sensores fixos ao corpo dos sujeitos, nos processos espinhosos de S2, L3, T12 e T6. O deslocamento sofrido em flexão e rotação foi mensurado: para a pelve pelo sensor de S2 em relação ao equipamento eletromagnético, para a coluna lombar inferior pelo sensor de L3 em relação ao sensor de S2, para a coluna lombar superior pelo sensor de T12 em relação ao sensor de L3 e para a coluna torácica inferior pelo sensor de T6 em relação ao sensor de T12 (BURNETT et al., 2004).

A ativação muscular foi quantificada por meio da técnica de eletromiografia de superfície (EMG), registrando bilateralmente os músculos: reto abdominal, oblíquo externo, oblíquo interno, multífidos da coluna lombar, eretor da coluna torácica ao nível de T9 e ao nível de T12. Os sinais destes músculos foram normalizados por meio da realização de contrações voluntárias máximas isométricas (CVMs) com duração de 5 segundos. Para os músculos posteriores, as CVMs foram realizadas com os sujeitos em posição pronada, as mãos atrás da cabeça e contra resistência manual. Já para os músculos anteriores, as CVMs foram realizadas em posição supinada, com os joelhos estendidos e presos por um cinto (BURNETT et al., 2004).

Os sujeitos pedalarão em suas próprias bicicletas, a 75 % da frequência cardíaca máxima predita, em uma cadência entre 90 e a 100 rpm. O teste foi interrompido quando os sujeitos relatavam desconforto muito grande, sendo o tempo total médio do teste e seu respectivo desvio-

padrão $38,5 \pm 12,7$ minutos para o grupo com dor e $54,5 \pm 12,3$ minutos para o grupo sem dor. Os sujeitos foram instruídos a pedalar realizando o apoio das mãos na região inferior do guidão, ou utilizando um guidão próprio para competições de ciclismo do tipo contra-relógio e triatlo (figura 9). Esta instrução foi dada com o objetivo de acelerar o estabelecimento da dor lombar no grupo com dor. A aquisição dos dados referentes às variáveis cinemáticas e a EMG foi realizada a cada 5 minutos. (BURNETT et al., 2004).

Foram realizadas comparações entre os grupos e entre o início e o fim do teste. Os dados de EMG foram também comparados entre lados direito e esquerdo. Nenhuma das comparações realizadas evidenciou diferenças significativas, entretanto, foram relatadas algumas tendências de comportamento. Considerando as variáveis cinemáticas, foi observado um aumento da flexão da coluna torácica inferior no fim do teste e uma amplitude maior de rotação da coluna lombar inferior no grupo com dor (BURNETT et al., 2004).

Já a ativação muscular apresentou maior magnitude no fim do teste em relação ao início. Em adição, o grupo com dor apresentou no fim do experimento maiores valores de ativação para os músculos: eretor da coluna torácica ao nível de T9 (lado direito), multífidus da coluna lombar (lado esquerdo) e reto abdominal (lado direito) e um menor valor de ativação para o músculo oblíquo interno (lado esquerdo). Também foi observada ativação assimétrica para o multífidus da coluna lombar no grupo com dor, tanto no início quanto no fim do experimento (BURNETT et al., 2004).

Como conclusão geral do experimento, foi relatado que os sujeitos do grupo com dor apresentaram uma tendência de aumento da flexão e rotação da coluna lombar inferior com associada redução na co-contração do multífidus lombar, apontado como principal estabilizador da coluna lombar. Assim, foi sugerido que um controle motor alterado na coluna lombar estaria associado com o desenvolvimento da dor lombar em ciclistas (BURNETT et al., 2004).

Burnett et al., (2004) afirmam que não foram evidenciadas diferenças significativas em seus resultados em decorrência de um pequeno número de participantes e pela não padronização da postura adotada na bicicleta. Os autores não fizeram nenhuma consideração a respeito da grande variação de idade dos participantes, ou quanto à diferença de sexo. O estudo também poderia ter considerado a coluna cervical, uma vez que é uma região onde os ciclistas costumam apresentar dor.

Tendo como motivação as evidências descritas pelos estudos citados anteriormente, em especial as considerações feitas por Burnett et al., (2004) e Kolehmainen, Harms-Ringdahl e Lanshammart (1989), dois pequenos experimentos foram realizados em conjunto pelo Grupo de Estudos do Movimento Humano – Biomecânica (GEMH-B) da Universidade do Vale do Rio dos

Sinos e o Grupo de Investigação da Mecânica do Movimento (BIOMECH) da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, buscando esclarecer alguns fatores relacionados a origem da dor em regiões da coluna vertebral no ciclismo (PASINI, MELO e CANDOTTI, 2006; PASINI et al., 2007 a).

Em resumo, Burnett et al., (2004) originaram uma nova teoria, em que a dor lombar estaria associada a um controle motor alterado, porém não consideraram a coluna cervical e não padronizaram a postura adotada na bicicleta. Já Kolehmainen, Harms-Ringdahl e Lanshammart (1989) sugeriram que a coluna lombar poderia ser menos afetada pela postura adotada no ciclismo quando comparada a coluna cervical. Porém, quando utilizado o guidão de competição o apoio das mãos do ciclista foi realizado somente na sua porção inferior.

Assim, o primeiro passo dos experimentos realizados em conjunto pelo GEMH-B e pelo BIOMECH foi padronizar a postura adotada pelo ciclista na bicicleta. Esta padronização foi efetuada considerando a região do guidão em que o ciclista apóia suas mãos e a nomenclatura de cada postura foi atribuída a situação enfrentada pelo ciclista nos treinamentos e competições (PASINI, MELO e CANDOTTI, 2006; PASINI et al., 2007 a). A figura 17 ilustra as posturas adotadas pelos ciclistas nos estudos realizados em conjunto pelo GEMH-B e pelo BIOMECH.

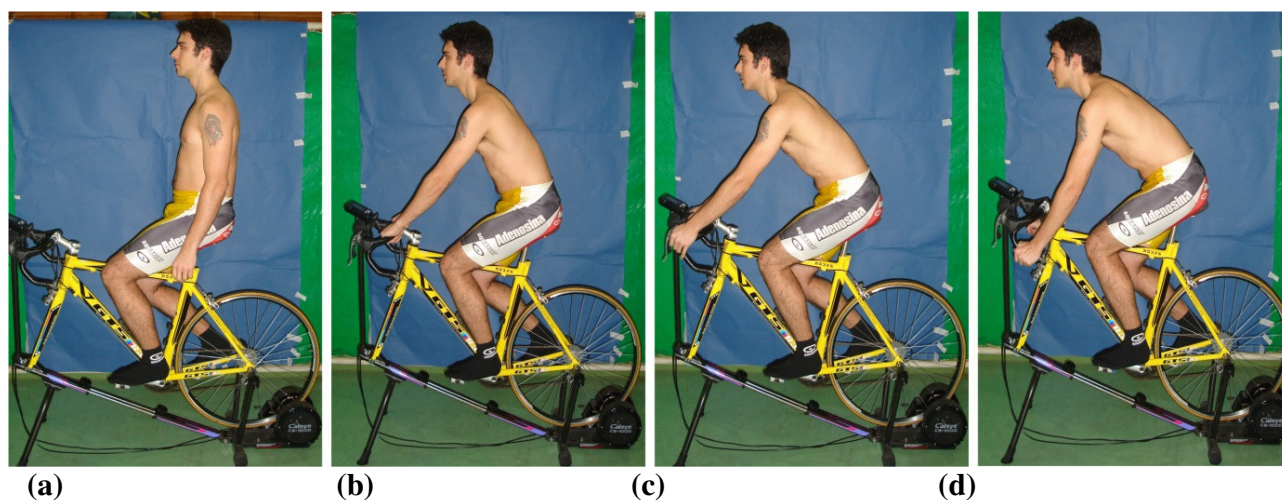


Figura 17: Posturas adotadas pelos ciclistas nos estudos realizados em conjunto pelo GEMH-B e pelo BIOMECH: ereta (postura de referência) (a), descanso (b), intermediária (c) e ataque (d).

Fonte: *Análise do comportamento neuromuscular dos extensores cervicais durante o ciclismo – Pasini et al., 2007 a.*

Após, foi utilizada a técnica da eletromiografia de superfície (EMG) para verificar se a postura adotada pelo ciclista na bicicleta exerce influência sobre a ativação dos músculos extensores da coluna vertebral e se os músculos extensores da coluna cervical e da coluna lombar apresentam o

mesmo comportamento quanto a sua ativação. Também foi verificada a possível influência da cadência adotada durante o ciclismo sobre a ativação dos músculos extensores da coluna. Em adição, foram procuradas evidências que sustentassem a teoria do controle muscular alterado a partir da comparação da ativação dos músculos extensores da coluna, utilizando como sujeitos de pesquisa atletas de ciclismo saudáveis, atletas de ciclismo com dor nas regiões cervical e lombar e ciclistas recreacionais saudáveis (PASINI, MELO e CANDOTTI, 2006; PASINI et al., 2007 a).

Pasini, Melo e Candotti (2006) avaliaram 10 atletas de ciclismo do sexo masculino, sendo 5 indivíduos saudáveis (grupo sem dor) e 5 com histórico de dor na coluna cervical e na coluna lombar (grupo com dor). Ambos os grupos pedalarão mantendo uma carga fixa de 150 W, em três posturas (descanso, intermediária e ataque) e duas cadências (60 e 100 rpm). A combinação destas posturas e cadências totalizou 6 situações diferentes (6 etapas), que foram testadas individualmente durante 2 minutos cada, sendo registrado o sinal EMG dos extensores lombares e cervicais durante os últimos 15 segundos de cada etapa. Não houve pausa entre cada etapa, sendo que o tempo em cada uma foi contado a partir do instante em que o sujeito estabilizava a cadência indicada. A ordem das etapas foi estabelecida aleatoriamente.

Os eletrodos foram dispostos bilateralmente, para os extensores cervicais entre a protuberância occipital externa e o processo mastóideo e para os extensores lombares 3 cm laterais a linha média da coluna vertebral ao nível de L3. Em cada etapa, a ativação de cada músculo foi representada pela média e pelo pico do valor RMS, normalizado com base na realização de CVMs. Para a realização das CVMs, os sujeitos foram posicionados em decúbito ventral e fixos a um selim de apoio por meio de faixas de couro com velcro presas logo acima das articulações do tornozelo e joelho. Foram realizadas duas CVMs com duração de 5 segundos cada e intervalo de 2 minutos entre elas, uma para os extensores cervicais, com resistência manual oferecida pelo avaliador sobre o osso occipital e a outra para os extensores lombares, com resistência manual sobre as escápulas (PASINI, MELO e CANDOTTI, 2006).

Foram realizadas comparações da ativação muscular entre as posturas, entre os grupos e entre as cadências. Os resultados demonstraram não existir diferenças significativas para ativação muscular dos extensores cervicais e lombares entre as cadências de 60 e 100 rpm. Embora os indivíduos com dor algumas vezes tenham apresentado maiores magnitudes de ativação muscular quando comparados aos indivíduos sem dor, a comparação entre os grupos não evidenciou diferenças significativas em nenhuma das condições avaliadas. Quando comparadas as posturas, não foram evidenciadas diferenças significativas para os extensores lombares. Já para os extensores

cervicais, foram encontradas diferenças significativas entre as posturas descanso e intermediária e entre as posturas descanso e ataque, porém não foram observadas diferenças significativas entre as posturas intermediária e ataque (PASINI, MELO e CANDOTTI, 2006). A figura 18 apresenta os resultados de ativação muscular para os extensores cervicais, a partir da comparação entre as posturas.

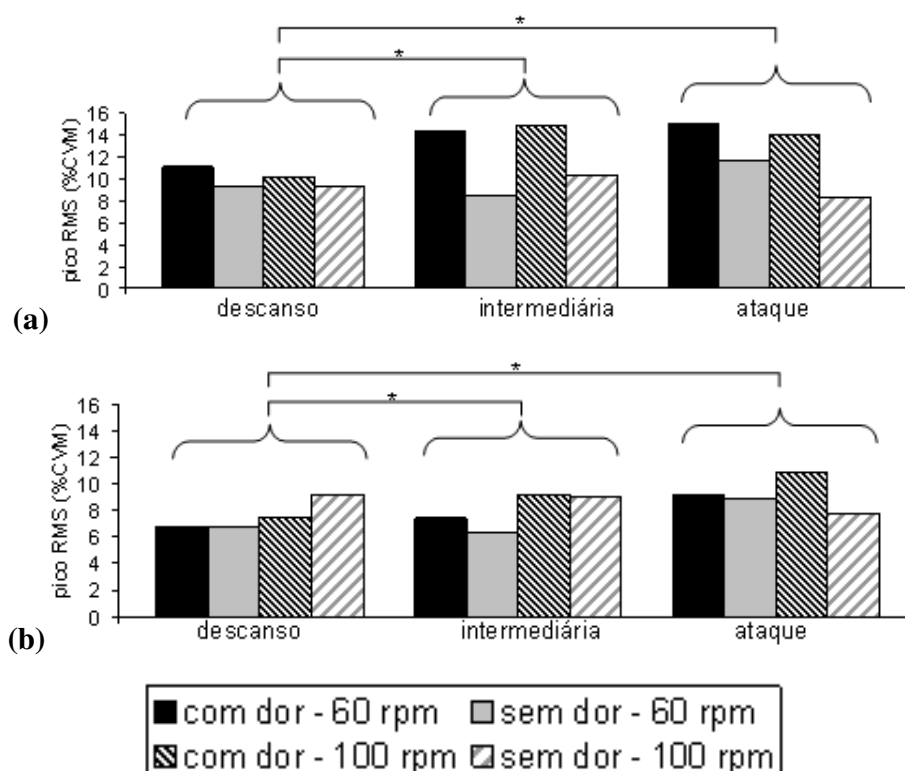


Figura 18: Resultados de ativação muscular para os extensores cervicais, a partir da comparação entre as posturas. Onde, a: lado direito e b: lado esquerdo.

Fonte: *Evaluation of neuromuscular activation of lumbar and cervical extension muscle of cyclists with and without pain during different postures and cadences* – Pasini, Melo e Candotti, 2006.

Como foram encontradas diferenças significativas para a ativação muscular dos extensores cervicais entre as posturas, enquanto os extensores lombares mantiveram um nível de ativação praticamente constante, os resultados de ativação muscular dos extensores da coluna apresentados por Pasini, Melo e Candotti (2006) sugerem que a coluna cervical é mais influenciada pela postura do ciclista quando comparada a coluna lombar, concordando com os resultados de posição angular relatados por Kolehmainen, Harms-Ringdahl e Lanshammart (1989).

Apesar dos ciclistas do grupo com dor terem algumas vezes apresentado maiores valores de ativação muscular quando comparados aos ciclistas do grupo sem dor, estas diferenças não foram significativas (PASINI, MELO e CANDOTTI, 2006), como visto no estudo de Burnett et al., (2004), não sendo suficiente para confirmar a teoria da dor associada a um controle motor alterado.

Assim um segundo experimento foi conduzido utilizando métodos similares, porém comparando a ativação muscular de atletas de ciclismo e ciclistas recreacionais. Pasini et al., (2007 a) avaliaram 16 sujeitos do sexo masculino sem nenhum histórico de dor na coluna vertebral. Destes, 10 foram atletas de ciclismo que participam regularmente de competições e treinam com uma frequência mínima de 12 horas semanais (grupo atleta) e 6 foram ciclistas que nunca participaram de competições (grupo não atleta).

Como previamente não foram observadas diferenças na ativação dos extensores lombares entre as posturas (PASINI, MELO e CANDOTTI, 2006) estes músculos não foram considerados neste momento, sendo registrada somente a ativação dos extensores cervicais, Em adição, considerando que também não foram observadas diferenças na ativação muscular comparando-se as cadências de 60 e 100 rpm (PASINI, MELO e CANDOTTI, 2006), neste estudo foi utilizada a cadência fixa de 80 rpm.

Pasini et al., (2007 a) calcularam a média do valor RMS normalizado para cada sujeito, em cada postura e inicialmente compararam a ativação muscular dos extensores cervicais entre os lados direito e esquerdo. Como não foi observada nenhuma diferença significativa, as comparações entre as posturas e entre os grupos foram realizadas usando o valor médio entre os lados direito e esquerdo.

A comparação da ativação muscular dos extensores cervicais entre os grupos encontrou diferenças significativas entre os grupos atleta e não atleta. A comparação entre as posturas encontrou diferenças significativas entre todas as posturas avaliadas para os dois grupos. A ativação muscular dos extensores cervicais apresentou sempre maior magnitude para os indivíduos do grupo atleta quando comparado ao grupo não atleta (PASINI et al., 2007 a). A figura 19 apresenta os resultados de ativação muscular dos extensores cervicais, com base nas comparações entre os grupos e entre as posturas.

Os resultados de Pasini, Melo e Candotti (2006) e Pasini et al., (2007 a) indicam que ciclistas de competição apresentam maior ativação quando comparados a ciclistas recreacionais, porém ciclistas de competição com dor não apresentam uma ativação significativamente maior quando comparados a ciclistas de competição sem dor. Assim, embora pareça existir um padrão de ativação

dos músculos extensores da coluna vertebral de ciclistas durante a pedalada não há evidências suficientes para afirmar que a dor possa estar associada a um controle motor alterado, como descrito por Burnett et al., (2004).

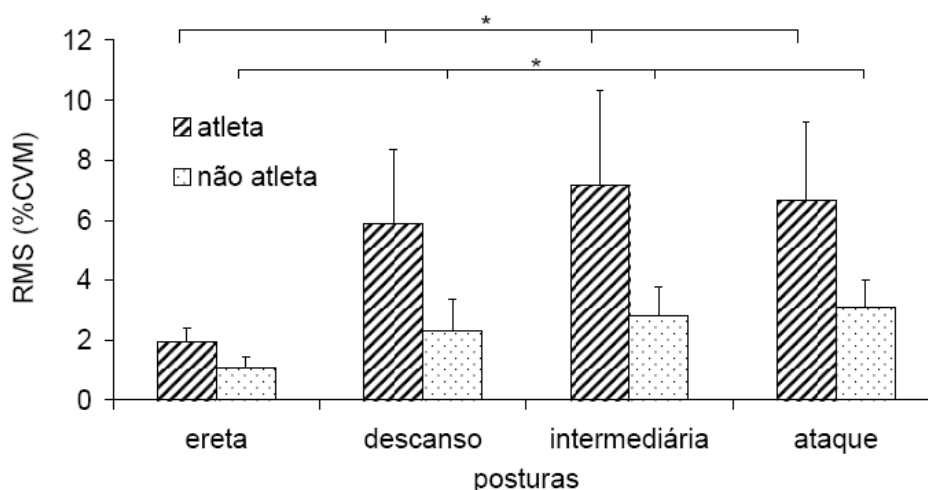


Figura 19: Resultados de ativação muscular dos extensores cervicais, com base nas comparações entre os grupos e entre as posturas.

Fonte: Análise do comportamento neuromuscular dos extensores cervicais durante o ciclismo – Pasini et al., 2007 a.

Por outro lado, Pasini, Melo e Candotti (2006) encontraram diferenças significativas para a ativação dos extensores cervicais quando comparadas as posturas descanso e intermediária e as posturas descanso e ataque, enquanto Pasini et al., (2007 a) encontraram diferenças significativas para a ativação dos extensores cervicais entre todas as posturas analisadas. Estes resultados conduzem novamente a idéia de que a dor em regiões da coluna vertebral poderia ter origem na postura adotada pelos ciclistas na bicicleta.

Observando os resultados de Pasini et al., (2007 a) (figura 19) é possível visualizar que a magnitude da ativação muscular dos extensores cervicais aumenta consideravelmente nas posturas que envolvem a prática do ciclismo (descanso, intermediária e ataque) quando comparada a postura de referência (ereta). Estes resultados parecem estar em acordo com os argumentos de Kolehmainen, Harms-Ringdahl e Lanshammart (1989), que verificaram um aumento no momento flexor induzido pela força peso da cabeça durante o ciclismo quando comparado a postura de referência e acreditam que para equilibrar este aumento do momento flexor, ocorreria um aumento da força produzida pelos extensores cervicais e/ou uma aumento da tensão exercida pelos tecidos moles, podendo causar a dor na coluna cervical e até mesmo em outras áreas da coluna vertebral e nos ombros.

Entretanto, Kolehmainen, Harms-Ringdahl e Lanshammart (1989) também afirmaram que o momento flexor aumenta consideravelmente quando o ciclista apóia suas mãos na porção inferior do guidão de competição, definindo esta postura como a mais prejudicial aos ciclistas. Embora Pasini et al., (2007 a) tenham encontrado diferenças significativas entre todas as posturas avaliadas não é tão fácil perceber variações na magnitude da ativação muscular dos extensores cervicais entre as posturas descanso, intermediária e ataque (figura 19), sendo que na postura ataque o apoio das mãos é realizado na porção inferior do guidão de competição.

Na verdade, Kolehmainen, Harms-Ringdahl e Lanshammart (1989) estimaram o momento da força peso da cabeça e do pescoço e Pasini et al., (2007 a), a ativação muscular dos extensores cervicais. Nenhum destes autores realmente quantificou as forças internas (esforços musculares e articulares) na coluna vertebral dos ciclistas durante a pedalada, fatores apontados como causadores da dor em regiões da coluna vertebral em decorrência da postura adotada na bicicleta.

A quantificação das forças internas nas estruturas da coluna vertebral durante o ciclismo poderia representar um interessante passo a frente no futuro das pesquisas que se propõe a investigar as possíveis origens da dor nas costas, no pescoço e nos ombros de ciclistas. Em adição, os métodos desenvolvidos por estas pesquisas poderiam também ser aplicados a outros esportes, atividades laborais e cotidianas, onde existam indícios de que a dor nas regiões da coluna vertebral poderia ser originada pelas forças atuantes em seus tecidos.

Fora do ambiente do ciclismo, alguns estudos na área da biomecânica têm desenvolvido e aplicado métodos para estimar as forças internas atuantes nas estruturas da coluna vertebral (McGILL e NORMAN, 1986; McGILL, PATT e NORMAN, 1988; ADAMS e DOLAN, 1991; GRANATA e MARRAS, 1993; CHOLEWICKI e McGILL, 1996; CALLAGHAN, GUNNING e McGILL, 1998; HANS-JOACHIM et al., 2001; ARJMAND e SHIRAZI-ADL, 2006). Considerando estes estudos, pode-se afirmar que maior atenção tem sido dada a região lombar quando comparada a outras áreas da coluna, sendo a investigação das forças internas atuantes na região cervical um campo promissor para pesquisas da biomecânica da coluna vertebral (ADAMS e DOLAN, 2005).

A importância desta consideração reside no fato de que justamente a coluna cervical tem sido apontada como a região da coluna vertebral mais afetada pela postura adotada pelo ciclista na bicicleta e possivelmente a região onde a dor teria origem (KOLEHMAINEN, HARMS-RINGDAHL E LANSHAMMART, 1989; MELLION, 1994; DE VEY MESTDAGH, 1998, PASINI, MELO e CANDOTTI, 2006). Os principais métodos encontrados na literatura para

possibilitar o estudo das forças internas nas estruturas do corpo humano, com atenção especial as estruturas da coluna vertebral estão descritos a seguir.

4.2. Métodos Biomecânicos para o Estudo das Forças

Desde o início da década de 1970 o termo biomecânica vem sendo utilizado como definição internacionalmente reconhecida como campo de estudo relacionado com a análise mecânica dos organismos vivos (HALL, 2000). A biomecânica é uma disciplina derivada das ciências naturais, a qual pode ser dividida em externa e interna (AMADIO, 2000).

A biomecânica externa estuda as forças que podem agir sobre o corpo humano, impondo cargas sobre ele e afetando seus movimentos (AMADIO, 2000). Essas forças podem ser de contato, por exemplo, quando usados implementos como halteres, bandas elásticas, ou quando o corpo está imerso em um fluido, ou sem contato, como a ação da força gravitacional (McGINNIS, 2002).

Já a biomecânica interna, estuda as forças que agem dentro das estruturas do corpo, como as cartilagens, os tendões, os ligamentos, os ossos e os músculos (AMADIO, 2000). A transmissão de forças a essas estruturas ocorre em consequência da atuação de forças externas sobre o corpo humano, como o peso dos próprios segmentos corporais, ou forças de contato (McGINNIS, 2002).

Alguns estudos realizados na área da biomecânica têm se dedicado a analisar as forças internas, musculares e articulares, no corpo humano (HARMS-RINGDAHL e SCHÜLDT, 1988; KARLSSON e PETERSON, 1992; LOSS, 2000; HANS-JOACHIM et al., 2001; CAÑEIRO, 2004; ARJMAND e SHIRAZI-ADL, 2006; LA TORRE et al., 2008). O conhecimento das forças que atuam em torno e no interior das articulações pode auxiliar no conhecimento dos mecanismos de lesões bem como na elaboração de estratégias de prevenção destas lesões, além de fornecer subsídios para a prescrição de exercícios (ANDREWS, HARRELSON e WILK, 2002; WINTER, 2005).

As forças internas podem ser quantificadas de duas maneiras, direta ou indiretamente (AMADIO, 2000). O método direto é bastante invasivo e impróprio para as rotinas diárias, normalmente exigindo a implantação de transdutores de força no interior das articulações e, por questões éticas e tecnológicas é mais utilizado em animais (DALLA VECCHIA, 1999; WINTER, 1990; AMADIO, 2000). Devido a estas desvantagens, em seres humanos as forças internas são frequentemente estimadas através do método indireto.

O método indireto utiliza modelos que objetivam representar a estrutura corporal desejada de forma simplificada em relação a realidade (WINTER, 2005). Estas simplificações podem representar

limitações ou restrições dos modelos, porém não reduzem sua relevância para a compreensão do movimento humano. Diferentes tipos de modelos biomecânicos podem ser utilizados, sendo adaptados e estruturados de acordo com a análise desejada (NIGG e HERZOG, 1994).

4.3. Modelos Biomecânicos

Tradicionalmente, os diferentes tipos de modelos biomecânicos existentes podem ser divididos em: modelos físicos, modelos *in vitro*, modelos *in vivo* e modelos computacionais (PANJABI, 1998). Os modelos físicos constroem uma estrutura similar ao corpo ou segmento avaliado, porém simplificada, utilizando materiais artificiais (metal, polietileno, etc.). Este tipo de modelo é usado quando a anatomia óssea e as propriedades físicas dos tecidos moles não são consideradas tão importantes (PANJABI, 1998).

Já em situações onde a anatomia é considerada o fator mais relevante na análise desejada, são utilizados modelos biomecânicos *in vitro*. Geralmente são usados cadáveres animais ou humanos para a realização de testes de força, fadiga ou estabilidade do corpo ou segmento de interesse (PANJABI, 1998).

Embora as características anatômicas sejam mantidas os tecidos não se comportam da mesma maneira nos cadáveres, fazendo com que existam muitos fenômenos que não podem ser estudados por meio de modelos biomecânicos *in vitro*. Nestes casos, são utilizados modelos biomecânicos *in vivo*. Exemplos de fenômenos que não devem ser estudados por modelos *in vitro* são o estabelecimento de processos degenerativos, formação de cicatrizes nos tecidos, lesões em discos intervertebrais e facetas articulares, etc (PANJABI, 1998).

Ainda, a partir do uso de modelos *in vitro* acreditava-se que forças compressivas excedendo 20 N poderiam lesionar a região tóraco-lombar da coluna vertebral humana e forças aproximadas a 90 N poderiam lesionar a região lombar. Já modelos *in vivo* demonstraram que a coluna poderia suportar forças compressivas em torno de 6000 N durante tarefas diárias e em torno de 18000 N durante atividades competitivas, como halterofilismo (CHOLEWICKI e MCGILL, 1996).

O modelamento *in vivo* utiliza como parâmetros de entrada dados individualizados dos animais ou voluntários avaliados e geralmente apresenta como respostas, ou parâmetros de saída, valores referentes à força, flexibilidade ou rigidez do corpo ou segmento de interesse (PANJABI, 1998).

Quando os pesquisadores consideram que os fenômenos não podem ser adequadamente pesquisados pelos tipos de modelos biomecânicos citados anteriormente, são usados modelos

computacionais. Os modelos computacionais são formados por um conjunto de equações matemáticas que incorporam a geometria e as propriedades físicas das estruturas que estão sendo representadas. Nestes modelos são fornecidos parâmetros de entrada oriundos de estudos com cadáveres, de dados coletados em animais ou voluntários humanos, ou ainda de informações da literatura e documentados os parâmetros de saída (respostas do modelo). Este tipo de modelamento permite análises complexas, como o estudo da formação de cicatrizes ou adaptações sofridas pelas estruturas (PANJABI, 1998).

Os modelos biomecânicos *in vivo* e computacionais também podem ser classificados de várias formas, como por exemplo, intuitivos e abstratos (FISCHBEIN, 1987), ou indutivos e dedutivos (KEMENY, 1959). Porém, talvez a melhor forma de classificação seja a proposta por Nigg e Herzog (1994), onde os modelos são divididos em: analíticos (dedutivos), semi-analíticos, caixa-preta, ou conceituais.

Os modelos analíticos (dedutivos) são modelos matemáticos determinísticos, que partem de conhecimentos reais baseados em ciências como anatomia, biomecânica e fisiologia. Sua vantagem é possuir uma solução única e sua desvantagem são as simplificações necessárias para sua elaboração (NIGG e HERZOG, 1994).

Os modelos semi-analíticos também são elaborados a partir do conhecimento da realidade, entretanto a realidade a ser representada é complexa tornando-os insolucionáveis. Isto ocorre porque apresentam um número maior de variáveis desconhecidas do que equações possíveis, sendo necessárias muitas simplificações (NIGG e HERZOG, 1994).

Já os modelos caixa-preta, também chamados de modelos de regressão, são estruturados a partir da criação de uma função matemática que melhor descreva as relações entre as variáveis dependentes e independentes. Esta função matemática permite calcular os valores das variáveis dependentes, a partir de valores estipulados das variáveis independentes (NIGG e HERZOG, 1994).

Por fim, os modelos conceituais operam com hipóteses elaboradas a partir de especulações a respeito da estrutura ou corpo analisada. São gerados então, procedimentos teóricos ou experimentais que possam confirmar ou rejeitar a hipótese elaborada. Este tipo de modelo é comumente utilizado em ciências biológicas, sendo raramente encontrados no ambiente da biomecânica (NIGG e HERZOG, 1994).

Para possibilitar a análise biomecânica de gestos esportivos e ocupacionais, entretanto, geralmente são mais utilizados os modelos de segmentos articulados (FELTNER e TAYLOR, 1997; SOGAARD et al, 2001). Neste tipo de modelamento, os segmentos corporais são representados

como segmentos rígidos e interconectados nas articulações (HÖGFORS, SIGHOLM, HERBERTS, 1987; KARLSSON e PETERSON, 1992; VAN der HELM et al, 1992; LOSS, 2001; WINTER, 2005). O movimento destes segmentos encontra-se de acordo com os princípios da mecânica dos corpos rígidos, por meio das leis de movimento de Newton.

Utilizando das equações de movimento de Newton-Euler, podem-se quantificar as forças articulares e momentos musculares (WITTEN et al, 1996; LOSS, 2001; WINTER, 2005). As equações de Newton-Euler são:

$$\Sigma F = ma$$

$$\Sigma M = I\alpha$$

Onde:

ΣF = somatório das forças.

m = massa.

a = aceleração linear.

ΣM = somatório dos momentos.

I = momento de inércia.

α = aceleração angular.

Nos modelos de segmentos articulados, estas equações podem ser solucionadas por duas técnicas distintas, a dinâmica direta ou a dinâmica inversa, também chamadas de solução direta e solução inversa, respectivamente (NIGG e HERZOG, 1994; ALLARD, STOKES e BLANCHI, 1995; WINTER, 2005). A diferença entre estes métodos é que na dinâmica direta as variáveis de força e massa dos segmentos são conhecidas e as incógnitas são as acelerações, tanto linear como angular, dos segmentos em questão (VAN der HELM, 1994; HARPEE e VAN der HELM, 1995; WINTER, 2005; FELTNER e TAYLOR, 1997).

Já na dinâmica inversa, porém, sabem-se as acelerações e as incógnitas tornam-se as forças envolvidas no movimento. Normalmente os modelos de segmentos articulados estão associados à técnica da dinâmica inversa e para sua aplicação faz-se necessária a aquisição de informações cinéticas e cinemáticas para possibilitar a solução das equações de Newton-Euler (VAN der HELM, 1994; HARPEE e VAN der HELM, 1995; WINTER, 2005; FELTNER e TAYLOR, 1997).

As informações cinéticas são normalmente oriundas das forças externas envolvidas, como por exemplo, a força de reação do solo, ou a força peso dos segmentos. Estas forças são adquiridas pelo uso de células de carga ou através de tabelas antropométricas encontradas na literatura. Já as informações cinemáticas são geralmente obtidas por meio da filmagem do movimento ou da postura analisada. A análise das imagens adquiridas, a partir da dupla derivação do deslocamento de cada segmento analisado, permite obter os valores referentes à aceleração (VAN der HELM, 1994; HARPEE e VAN der HELM, 1995; WINTER, 2005; FELTNER e TAYLOR, 1997).

Como já mencionado, a elaboração de qualquer modelo exige simplificações da realidade, que podem ser apontadas como responsáveis por limitações dos modelos (ALLARD, STOKES e BLANCHI, 1995). Os modelos de segmentos articulados associados à técnica da dinâmica inversa também apresentam simplificações em sua estrutura e limitações em seus resultados, como:

- os segmentos corporais são considerados corpos rígidos interconectados por articulações.
- as articulações são consideradas como dobradiças.
- a massa do segmento é fixa e é localizada em seu centro de massa.
- os segmentos apresentam a localização de seu centro de massa fixo, ao longo do movimento.
- o momento de inércia do segmento é fixo ao longo de toda amplitude de movimento.
- o comprimento de cada segmento permanece constante ao longo de todo o movimento.
- o modelo não prevê situações de co-contração muscular.
- desta forma, os resultados fornecidos de força articular e momento muscular são resultados líquidos (ALLARD, STOKES e BLANCHI, 1995; WINTER, 2005).

Algumas destas limitações podem ser minimizadas, por meio da utilização de modelos com uma estrutura melhorada, os modelos músculo-esqueléticos (BASSETT et al, 1990; KAUFMAN et al, 1991). Nestes modelos, pode-se considerar a existência de co-contração (contração simultânea de músculos agonistas e antagonistas) que ocasiona níveis mais elevados de força articular. Isto é possível porque é realizado o modelamento das estruturas musculares, gerando valores de força articular e torque muscular que não são líquidos (VAN der HELM, 1994; WINTER, 2005). Porém, este tipo de modelamento necessita de maiores custos computacionais (ALLARD, STOKES e BLANCHI, 1995; CHANG et al, 2000; WINTER, 2005).

Nos modelos músculo-esqueléticos, considerando as equações de movimento de Newton-Euler, o número de variáveis desconhecidas supera o número de equações possíveis. Isto ocorre em

função das características anatômicas das estruturas musculares, pois muitos músculos são sinergistas, executando uma mesma função. Esta situação é denominada problema de distribuição de forças e pode ser solucionada de duas maneiras, por meio do método de distribuição de forças (DUL et al, 1984; KAUFMAN et al, 1991; VAN der HELM, 1994; ALLARD, STOKES e BLANCHI, 1995).

A primeira maneira é aumentar o número de equações de restrição, chamado método de otimização. A segunda é diminuir o número de variáveis desconhecidas, denominado método de redução. A otimização procura não simplificar a sinergia muscular. Este método procura uma solução ótima que maximiza ou minimiza algumas ações musculares, assumindo que a distribuição das forças musculares respeita certas regras e estratégias de recrutamento motor que são governados por critérios fisiológicos e eficiência motora (DUL et al, 1984; KAUFMAN et al, 1991; VAN der HELM, 1994; ALLARD, STOKES e BLANCHI, 1995).

Já na redução, os músculos de igual função são agrupados e é geralmente usada a técnica da eletromiografia para verificar quais músculos se encontram desativados e excluí-los da equação. Assim, pode-se reduzir boa parte das variáveis desconhecidas. Entretanto, este método possui como desvantagem a impossibilidade de quantificar a força gerada individualmente pelos músculos analisados, sendo um pouco menos preciso (ALLARD, STOKES e BLANCHI, 1995).

Principalmente a partir do meio da década de 1990, alguns estudos em biomecânica têm utilizado outra forma de modelamento, os modelos de elementos finitos. Nesta técnica, as estruturas articulares e ligamentares estão incluídas, como também características geométricas e de deformação dos tecidos. Assim como nos modelos músculo-esqueléticos, esta técnica trabalha com situações de co-contracção e seus resultados de força de reacção e momento muscular não são líquidos. Porém, é extremamente complexa e necessita de maiores custos computacionais (AN, KAUFMAN e CHAO, 1995; CHANG et al, 2000; WINTER, 2005; ADAMS e DOLAN, 2005).

É interessante independente do tipo de modelamento utilizado, conhecer sua proximidade com a realidade. Isto pode ser efetuado avaliando-se a confiabilidade dos resultados fornecidos pelo modelo elaborado (NIGG e HERZOG, 1994). No entanto, esta avaliação é extremamente difícil de ser realizada, porque o mais adequado seria comparar os resultados finais estimados pelo modelo com valores obtidos por meio da mensuração direta.

Considerando as restrições da mensuração direta, na maioria das situações a avaliação é efetuada comparando outras variáveis que o modelo também estima em seus resultados, que possam ser medidas diretamente sem maiores empecilhos. Outra forma de avaliação é possível nas situações

em que o modelo elaborado se destina à descrição do comportamento de um determinado sistema, avaliando-se o grau de interação entre as variáveis dependentes e independentes do modelo. Se as tendências estimadas estiverem próximas das mensuradas o modelo será eficiente e apresentará boa qualidade (NIGG e HERZOG, 1994).

A utilização de modelos biomecânicos em estudos relacionados à prática do ciclismo é restrita. Podem ser encontrados modelos de segmentos articulados desenvolvidos para os membros inferiores, objetivando aperfeiçoar a técnica da pedalada, testar ajustes e equipamentos, além de avaliar problemas existentes em treinos de resistência (GONZALEZ e HULL, 1989; KAUTZ e HULL, 1995). Entretanto, não foram encontrados na literatura modelos biomecânicos direcionados as estruturas da coluna vertebral no ciclismo, importantes para esclarecer fatores ligados a origem de lesões e dor nestas regiões.

Embora o modelamento da coluna vertebral seja difícil de ser realizado em decorrência da complexidade de suas estruturas, fora do ambiente do ciclismo estudos nesse âmbito têm sido realizados. A maior parte dos modelos biomecânicos da coluna vertebral encontrados se concentrou em investigar as causas de lesões e dor na região lombar (FRYMOYER et al., 1979; MCGILL e NORMAN, 1986; MCGILL, PATT e NORMAN, 1988; BOGDUK, MACINTOSH e PEARCY, 1992; ADAMS e DOLAN, 1991; GRANATA e MARRAS, 1993; KINGMA et al., 2001; KINGMA e VAN DIËEN, 2004).

Os primeiros modelos desenvolvidos para a coluna lombar realizaram análises bidimensionais e estáticas, porém, logo os principais pesquisadores desta área passaram a se preocupar em reduzir as simplificações assumidas, desenvolvendo modelos tridimensionais, dinâmicos e incorporando detalhes anatômicos do sistema músculo-esquelético, adquiridos por meio de técnicas como a tomografia computadorizada (MCGILL e NORMAN, 1986; MCGILL, PATT e NORMAN, 1988). Alguns modelos também passaram a utilizar a técnica da eletromiografia de superfície como parte integrante do processo de otimização (MCGILL e NORMAN, 1986; GRANATA e MARRAS, 1995; AXLER e MCGILL, 1997; CALLAGHAN, GUNNING e MCGILL, 1998).

Os modelos biomecânicos desenvolvidos foram empregados em diferentes situações. Em sua maioria, os estudos procuraram avaliar atividades da vida diária, comparando a sobrecarga mecânica na coluna lombar entre diferentes técnicas e entre diferentes tarefas de levantamento de cargas do solo (ANDERSON et al., 1985; VAN DIËEN, HOOZEMANS e TOUSSAINT, 1999; CHAFFIN,

ANDERSSON e MARTIN, 2001; KINGMA et al., 2001; KINGMA e VAN DIËEN, 2004; LA TORRE et al., 2008).

Em resumo, estes estudos concluíram que a sobrecarga mecânica na coluna lombar (e consequentemente o risco de lesões e dor) durante o levantamento de cargas do solo é elevada com o aumento da carga externa, com o aumento da velocidade de execução e quando o levantamento é realizado com o tronco em uma posição assimétrica. A sobrecarga mecânica também poderia ser elevada com o aumento da distância do objeto a ser levantado em relação ao corpo do executante e quando o levantamento é realizado com os joelhos estendidos (ANDERSON et al., 1985; VAN DIËEN, HOOZEMANS e TOUSSAINT, 1999; CHAFFIN, ANDERSSON e MARTIN, 2001; KINGMA et al., 2001; KINGMA e VAN DIËEN, 2004; LA TORRE et al., 2008).

Já outros estudos procuram utilizar os modelos biomecânicos para quantificar a sobrecarga mecânica na coluna lombar durante a realização de exercícios típicos de extensão do tronco (CALLAGHAN, GUNNING e MCGILL, 1998), ou investigar exercícios que possibilitassem treinar adequadamente os músculos abdominais, com uma ação mínima das forças compressivas sobre a coluna lombar (AXLER e MCGILL, 1997).

Estes estudos demonstraram que os exercícios envolvendo extensão ativa do tronco produziram uma sobrecarga mecânica maior na coluna lombar quando comparados aos exercícios onde os executantes mantiveram contrações isométricas. Embora os exercícios isométricos tenham produzido menor sobrecarga mecânica na coluna lombar, a análise dos sinais eletromiográficos adquiridos durante sua realização evidenciou uma ativação assimétrica dos músculos do tronco (CALLAGHAN, GUNNING e MCGILL, 1998).

Além disso, foi concluído que um único exercício abdominal não pode ser adotado para treinar adequadamente todos os músculos abdominais, simultaneamente oferecendo mínima sobrecarga nas articulações intervertebrais lombares. Ainda que alguns exercícios apresentem menor sobrecarga mecânica na coluna lombar, para que o treinamento dos músculos abdominais seja efetivo há necessidade de utilizar uma seleção de vários exercícios (AXLER e MCGILL, 1997).

Tradicionalmente, os modelos biomecânicos da coluna lombar apresentam como respostas valores referentes ao momento de reação resultante, a força dos músculos de interesse, a força de cisalhamento e a força de compressão, especialmente ao nível de L₄₋₅. Estes estudos costumam avaliar o risco de lesões e dor nas estruturas da coluna lombar pelo valor de pico da sobrecarga mecânica estimada pelo modelo, algumas vezes associado ao pico da ativação muscular. Grande parte dos estudos costuma ordenar as tarefas ou exercícios avaliados em relação a magnitude da

sobrecarga mecânica na coluna, sendo atribuído maior risco de lesões e dor as tarefas ou exercícios em que foram observadas maiores magnitudes, e portanto, sua prática é desencorajada (ANDERSON et al., 1985; AXLER e MCGILL, 1997; CALLAGHAN, GUNNING e MCGILL, 1998; VAN DIËËN, HOOZEMANS e TOUSSAINT, 1999; CHAFFIN, ANDERSSON e MARTIN, 2001; KINGMA et al., 2001; KINGMA e VAN DIËËN, 2004; LA TORRE et al., 2008).

Parece existir um consenso entre os autores de que as tarefas, exercícios ou posturas que conduzem as maiores sobrecargas mecânicas na coluna lombar podem gerar lesões e dor, especialmente pela possibilidade causar danos ou até mesmo rompimento nos tecidos. Entretanto, estudos têm afirmado que atividades leves (até mesmo pegar uma caneta no solo, por exemplo) também têm a capacidade de gerar lesões e dor, se as estruturas da coluna estiverem instáveis. Nestes casos, a instabilidade pode permitir pequenos movimentos durante a manutenção da postura ou realização da atividade, suficientes para sobrecarregar ou irritar os tecidos moles (CHOLEWICKI e MCGILL, 1996; KAVCIC, GRENIER e MCGILL, 2004; BROWN e MCGILL, 2005). A figura 20 ilustra a relação estabelecida entre o risco de lesão na coluna lombar e a exigência da atividade.

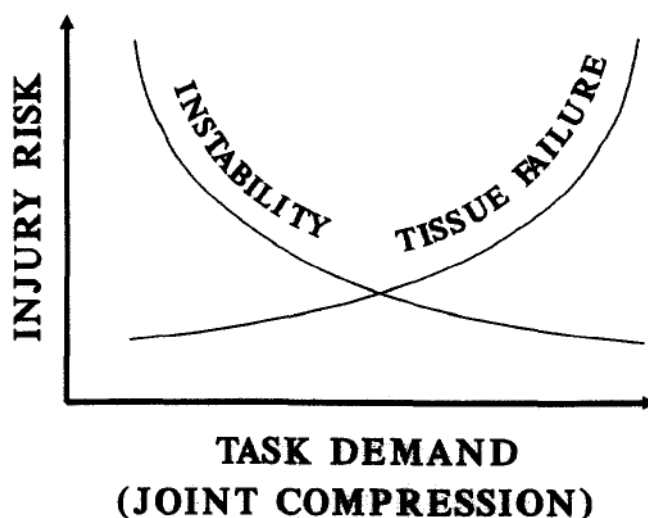


Figura 20: Relação estabelecida entre o risco de lesão (injury risk) na coluna lombar e a exigência da atividade (task demand). Onde, instability: instabilidade, tissue failure: falha (rompimento) do tecido e joint compression: compressão articular.

Fonte: *Mechanical stability of the in vivo lumbar spine: implications for injury and chronic low back pain* - Cholewicki e McGill, 1996.

Assim, as tarefas, exercícios ou posturas que conduzem as maiores sobrecargas mecânicas na coluna lombar também proporcionam maior estabilidade de suas estruturas. A estabilidade parece ser aumentada por diversos fatores, como o aumento da tensão passiva ou da co-contração muscular.

Esta é uma condição complexa, pois o aumento da tensão passiva e da co-contracção também produzem o aumento da força compressiva atuando na coluna e é difícil estabelecer até que ponto estes dois fatores podem ser benéficos (GRANATA e MARRAS, 2000).

Como muitos dentre os modelos desenvolvidos para a coluna lombar estimam a força compressiva ao nível de L₄₋₅, podem ser avaliados por meio da comparação de suas variáveis de resposta com os dados de compressão obtidos por estudos realizados usando mensuração direta, como por exemplo, os estudos realizados por Nachemson e Morris (1964) e Nachemson, Schultz e Berkson (1979).

Os modelos biomecânicos da coluna lombar descritos anteriormente possuem extrema importância e não podem ser desconsideradas, porém, parece ser mais relevante para o estudo das lesões e da dor na coluna vertebral durante o ciclismo, a utilização de modelos que estimem as forças internas atuantes na coluna cervical. Isto porque, tem sido sugerido que a dor nas costas e no pescoço em praticantes de ciclismo tem origem comum em posições extremas da coluna cervical, que parecem ser influenciadas pela postura mantida na bicicleta (KOLEHMAINEN, HARMS-RINGDAHL e LANSHAMMART, 1989; MELLION, 1994; de VEY MESTDAGH, 1998).

No entanto, um número reduzido de modelos biomecânicos da coluna cervical pode ser encontrado na literatura, quando comparado a coluna lombar ou a outras regiões do corpo humano, tornando as informações existentes sobre a ação de forças nestas estruturas ainda bastante restritas. Assim, o desenvolvimento e a aplicação de modelos biomecânicos da coluna cervical tornam-se importantes não somente para o meio do ciclismo. Renomados pesquisadores do estudo da coluna vertebral, Adams e Dolan (2005), apontaram a região cervical um campo promissor e um desafio para futuras pesquisas na área da biomecânica. Os principais estudos encontrados na literatura enfocando a sobrecarga mecânica na coluna cervical estão descritos a seguir.

4.3.1. Modelos Biomecânicos da Coluna Cervical

Inúmeras pessoas em todo o mundo sofrem com dores no pescoço e nos ombros. Já na década de 1980 foi relatada a presença destas dores em aproximadamente 18% da população e estimado um aumento considerável desta proporção no futuro (WESTERLING e JONSSON, 1980). Queixas de dor nestas regiões são comumente relatadas por indivíduos que mantêm posições extremas da coluna cervical por períodos prolongados, decorrentes de posturas típicas de diversas atividades laborais (QUEISSER et al., 1994; HARMS-RINGDAHL et al., 1986) e da prática de

algumas atividades esportivas como o ciclismo (KOLEHMAINEN, HARMS-RINGDAHL e LANSHAMMART, 1989).

O principal fator apontado como origem destas dores é a sobrecarga mecânica atuante na coluna cervical nestas posições (QUEISSER et al., 1994), tornando assim, necessário o conhecimento da magnitude e comportamento desta sobrecarga mecânica para diversos profissionais da área da saúde. Entretanto, a anatomia complexa da coluna cervical parece ser um fator que inibe a realização de estudos estimando as forças internas que atuam em suas estruturas, especialmente em análises realizadas *in vivo* (de JAGER, 1996; ADAMS e DOLAN, 2005).

Durante a década de 1980, integrantes do Instituto *Karolinska* (localizado na Suécia) publicaram alguns dentre os primeiros estudos investigando *in vivo* a ação de cargas mecânicas na região cervical (HARMS-RINGDAHL, 1986; HARMS-RINGDAHL et al., 1986; HARMS-RINGDAHL e SCHÜLDT, 1988; SCHÜLDT e HARMS-RINGDAHL, 1988 a; SCHÜLDT e HARMS-RINGDAHL, 1988 b). Estes estudos geralmente investigavam posturas estáticas inspiradas em atividades laborais, por meio do momento flexor induzido pela força peso da cabeça e do pescoço (força externa). Na maioria dos casos, a análise do momento flexor foi realizada em conjunto com o registro da ativação elétrica dos músculos extensores cervicais, verificados por meio da técnica da eletromiografia de superfície.

A força peso da cabeça e do pescoço era obtida a partir de parâmetros retirados de tabelas antropométricas e da mensuração da massa corporal total dos sujeitos avaliados, sendo representada por um vetor vertical com origem no centro de massa do segmento analisado. O momento flexor era calculado multiplicando-se a força peso obtida pela sua distância perpendicular, considerada como a distância entre a linha de atuação desta força e uma reta paralela que passa através do eixo de rotação articular. Dois eixos de rotação distintos eram utilizados, representando as articulações atlanto-occipital (localizado sobre o processo mastóideo) e C7-T1 (localizado sobre o ponto médio da reta que une o processo espinhoso de C7 a incisura supra-esternal) (HARMS-RINGDAHL, 1986; HARMS-RINGDAHL et al., 1986; HARMS-RINGDAHL e SCHÜLDT, 1988; SCHÜLDT e HARMS-RINGDAHL, 1988 a; SCHÜLDT e HARMS-RINGDAHL, 1988 b). A figura 21 apresenta os elementos utilizados no procedimento de cálculo do momento flexor induzido pela força peso da cabeça e do pescoço.

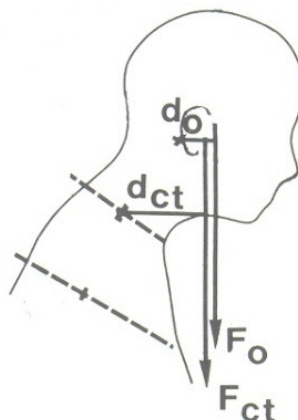


Figura 21: Elementos utilizados no cálculo do momento flexor induzido pela força peso da cabeça e do pescoço: vetor da força peso para estimar o momento produzido ao nível do occipital (F_o), vetor da força peso para estimar o momento produzido ao nível de C7 (F_{ct}), distância perpendicular de F_o (d_o) e distância perpendicular de F_{ct} (d_{ct}).

Fonte: *On assessment of shoulder exercise and load-elicited pain in the cervical spine* – Harms-Ringdahl, 1986.

Com base nos resultados destas pesquisas, os autores concluíram que o momento flexor (usado como estimativa da sobrecarga mecânica) é consideravelmente maior nas posturas que mantém a coluna cervical flexionada, quando comparado ao obtido na postura de referência (ereta), relacionando a permanência nesta posição à origem de cervicálgias e cervicobraquialgias. Devido a reduções na amplitude do sinal EMG verificadas em posições extremas da coluna cervical (flexão), também atribuíram grande parte da sobrecarga mecânica aplicada sobre a coluna cervical à tensão produzida pelos tecidos conectivos (HARMS-RINGDAHL, 1986; HARMS-RINGDAHL et al., 1986; HARMS-RINGDAHL e SCHÜLDT, 1988; SCHÜLDT e HARMS-RINGDAHL, 1988 a; SCHÜLDT e HARMS-RINGDAHL, 1988 b).

Embora estes métodos tenham sido desenvolvidos na década de 1980, ainda são utilizados por pesquisadores do Instituto *Karolinska* para a realização de novas análises, como por exemplo, avaliar os riscos de lesão e dor nas estruturas da coluna cervical impostos a pilotos de helicóptero em decorrência da manutenção de uma flexão cervical e do uso de equipamentos como capacetes e óculos de proteção (THURESSON et al., 2005).

Um estudo pôde ser encontrado utilizando métodos similares aos descritos previamente, porém realizando análises tridimensionais. Finsen (1999) considerou o trabalho de dentistas como uma atividade com risco de lesões e dor na coluna cervical, em decorrência da manutenção de flexões prolongadas desta região durante o atendimento aos pacientes. Assim, buscou analisar a sobrecarga mecânica imposta a coluna cervical destes profissionais durante suas jornadas de trabalho. A sobrecarga mecânica foi avaliada por meio da magnitude dos momentos induzidos pela

força peso da cabeça e do pescoço estimados durante flexão-extensão, inclinação lateral e rotação da coluna cervical.

Sete dentistas do sexo feminino foram voluntárias para este experimento, sendo filmadas enquanto atendiam os pacientes. Durante a aquisição das imagens, todas as dentistas utilizaram um capacete instrumentado desenvolvido para evidenciar os deslocamentos tridimensionais sofridos pela cabeça e pela coluna cervical em relação ao ambiente de coleta (FINSSEN, 1999).

Simultaneamente, foi registrada a ativação elétrica atribuída ao músculo esplênio da cabeça por meio da eletromiografia de superfície, bilateralmente ao nível de C2. Foram realizadas também contrações voluntárias máximas isométricas (CVM) usando um dinamômetro, para posteriormente normalizar o momentos estimados e a ativação muscular (FINSSEN, 1999).

O modelo biomecânico utilizado para estimar os momentos dividiu a região cervical em três segmentos articulados: segmento cabeça (linha formada entre o centro de massa da cabeça e a articulação atlanto-occipital), segmento pescoço (linha formada entre as articulações atlanto-occipital e C7-T1) e segmento superior do tronco (linha formada entre a articulação C7-T1 e o ponto médio da reta que une os ombros). Foram estabelecidos dois eixos de rotação, para as articulações atlanto-occipital e C7-T1, a partir de dados retirados de livros de anatomia. Cada um destes eixos de rotação possibilitou movimentos em três graus de liberdade: flexão-extensão, rotação e inclinação lateral (FINSSEN, 1999). A figura 22 apresenta a estrutura do modelo de segmentos articulados utilizado para estimar os momentos atuantes na coluna cervical.

Estes métodos permitiram ao autor concluir que quando as dentistas realizaram flexões “acentuadas” da coluna cervical o momento extensor em torno do eixo C7-T1 foi em média 45 % da CVM e quando realizaram flexões “moderadas” o momento extensor foi em média 40 % da CVM, sendo encontradas diferenças significativas para o momento extensor produzido entre flexões acentuadas e moderadas. Já o momento extensor em torno do eixo atlanto-occipital foi em média 40 % da CVM tanto em flexões acentuadas quanto em flexões moderadas. O sinal eletromiográfico não apresentou diferenças a partir das comparações entre os lados direito e esquerdo e entre flexões acentuadas e moderadas (FINSSEN, 1999).

A magnitude do sinal foi em média 9 % da CVM tanto para flexões acentuadas quanto moderadas e o autor interpretou a discrepância entre a magnitude dos momentos estimados e a ativação muscular como uma indicação de que o sinal eletromiográfico subestima seriamente a sobrecarga mecânica imposta ao tecido (FINSSEN, 1999).

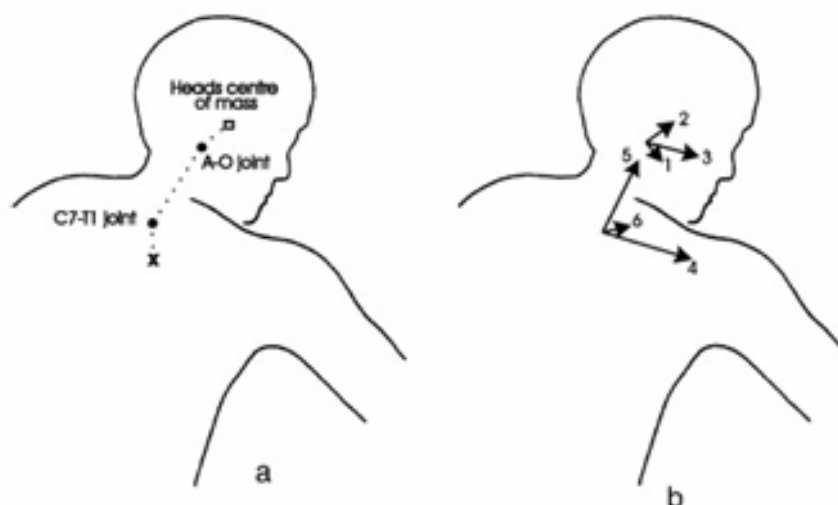


Figura 22: Estrutura do modelo de segmentos articulados utilizado para estimar os momentos atuantes na coluna cervical. A figura a (esquerda) mostra o centro de massa da cabeça e do pescoço (□), o ponto médio entre os ombros (x) e os eixos de rotação atlanto-occipital e C7-T1 (●). A figura b (direita) mostra os movimentos possibilitados pelos eixos de rotação: flexão-extensão (1 e 4), rotação (2 e 5) e inclinação lateral (3 e 6).

Fonte: *Biomechanical aspects of occupational neck postures during dental work* – Finsen, 1999.

Ainda, os movimentos de inclinação lateral e rotação foram raros durante o trabalho das dentistas. O movimento de flexão lateral parece causar um aumento significativo do momento de inclinação lateral, enquanto a amplitude do movimento de rotação não parece influenciar a magnitude do momento de rotação (FINSSEN, 1999).

Harrison et al. (2001) também realizaram análises *in vivo* da coluna cervical, porém não estavam interessados em atividades laborais. Seu interesse estava voltado para como alterações posturais sofridas pela coluna cervical em diferentes indivíduos poderia afetar a sobrecarga mecânica atuante em suas estruturas.

Estes autores selecionaram quatro indivíduos com massas corporais totais semelhantes e diferentes configurações sagitais da coluna cervical, de acordo com o alinhamento de C1 a T1, sendo: (1) lordose cervical fisiológica, (2) lordose na coluna cervical superior e cifose na coluna cervical inferior, (3) cifose na coluna cervical superior e lordose na coluna cervical inferior e (4) cifose cervical (HARRISON et al., 2001). A figura 23 apresenta as quatro diferentes configurações sagitais da coluna cervical analisadas no estudo.

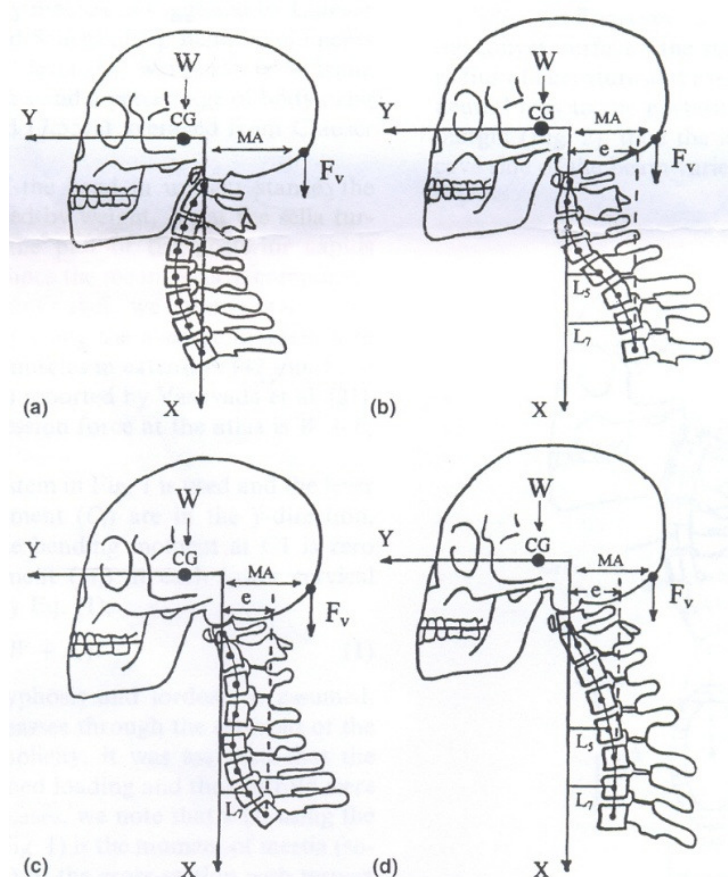


Figura 23: Diferentes configurações sagitais da coluna cervical: lordose cervical fisiológica (a), lordose na coluna cervical superior e cifose na coluna cervical inferior (b), cifose na cervical superior e lordose na coluna cervical inferior (c) e cifose cervical (d). Onde, W: força peso da cabeça, CG: centro de massa da cabeça e do pescoço, F_v : componente vertical da força muscular, MA: distância perpendicular dos músculos extensores cervicais e L: distância perpendicular entre a linha de ação da força de compressão ($W + F_v$) e cada vértebra.

Fonte: Comparison of axial and flexural stress in lordosis and three buckled configurations of the cervical spine – Harrison et al., 2001.

Os sujeitos de pesquisa foram radiografados na postura ereta neutra e a partir da digitalização de suas radiografias e de dados retirados da literatura, como parâmetros de massa e centro de massa, distância perpendicular muscular, geometria e densidade vertebral, foram estimados o momento induzido pela força peso da cabeça e do pescoço, bem como as forças de tensão ou compressão agindo sobre as margens das vértebras cervicais de C2 a C7 (HARRISON et al., 2001).

Os resultados obtidos demonstraram que na lordose cervical fisiológica, as forças são praticamente uniformes (distribuídas de maneira equilibrada entre as margens anterior e posterior das vértebras). Na cifose cervical, as forças são aproximadamente 10 vezes superiores quando

comparadas a lordose cervical fisiológica. Já nas configurações híbridas, as áreas cifóticas apresentaram sempre maiores forças (HARRISON et al., 2001).

Os autores também afirmaram que o aumento da força produzida pelos músculos extensores, como o esplênio, tendem a aumentar a compressão nas estruturas da coluna cervical. Além disso, a força compressiva proporcionada pelas áreas cifóticas e pela ação muscular prevê a base de formação de osteófitos nas margens anteriores das vértebras, fator apontado com possível causador da dor na região cervical (HARRISON et al., 2001).

Os estudos descritos previamente são interessantes, pois fornecem dados individualizados a respeito da sobrecarga mecânica atuante sobre a coluna cervical, porém os métodos utilizados apresentam um grande número de simplificações, distanciando seus resultados da realidade. Estudos foram conduzidos objetivando análises mecânicas mais sofisticadas e detalhadas da coluna cervical, entretanto utilizaram somente dados retirados da literatura ou de experimentos com cadáveres, gerando modelos teóricos que não permitem investigar situações específicas de interesse (SNIJDERS, HOEK VAN DIJKE e ROOSCH, 1991; VASAVADA, LI e DELP, 1998).

Snijders, Hoek Van Dijke e Roosch (1991), preocupados com o desconforto de pilotos de jatos de combate durante o vôo, principalmente em decorrência de fatores como a grande aceleração vertical experienciada e o incremento de massa gerado pelo uso do capacete, desenvolveram um modelo biomecânico tridimensional para analisar posturas estáticas da coluna cervical.

Este modelo compreendeu três graus de liberdade: flexão-extensão, inclinação lateral e rotação, e buscou estimar a força individual produzida pelos músculos responsáveis por estes movimentos, bem como a força de reação articular em diferentes posições da cabeça e da coluna cervical. As vértebras de C3 a C7 foram agrupadas formando um único segmento rígido, já a cabeça, C1 e C2 foram representadas separadamente, formando três segmentos. Os eixos de rotação (atlanto-occipital, C1-C2, C2-C3 e C7-T1) foram representados no centro das articulações entre os segmentos (SNIJDERS, HOEK VAN DIJKE e ROOSCH, 1991). A figura 24 apresenta a estrutura do modelo biomecânico tridimensional para análises estáticas da coluna cervical.

Este estudo concluiu que as forças musculares e de reação articular aumentam quando a coluna cervical é flexionada em relação a sua posição neutra. Em rotações de até 35°, as forças internas atuantes são pequenas, porém além desta amplitude elas aumentam muito rapidamente. Na inclinação lateral, foram encontradas as forças musculares e articulares mais elevadas, porém, para os autores estas posturas não são comuns no cotidiano das pessoas (SNIJDERS, HOEK VAN DIJKE e ROOSCH, 1991).

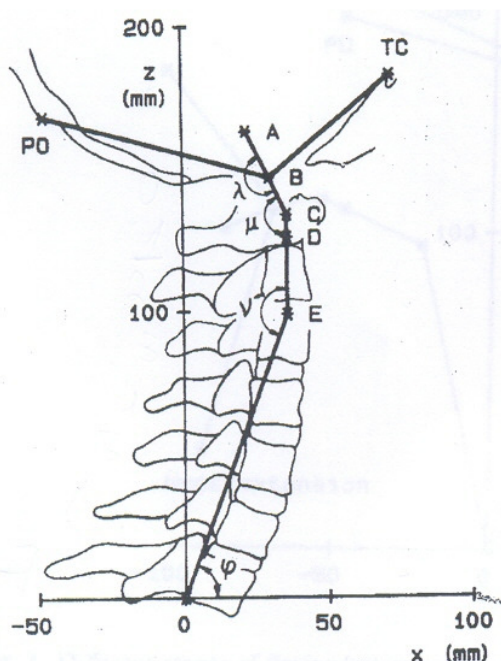


Figura 24: Estrutura do modelo biomecânico tridimensional para análises estáticas da coluna cervical (vista lateral, anterior à direita). Onde, PO: protuberância occipital externa, TC: centro de massa da cabeça e do pescoço, A: eixo em que ocorre inclinação lateral, B - C - E - 0: eixos em que ocorrem flexão/extensão e D: eixo em que ocorre rotação.

Fonte: *A biomechanical model for the analysis of the cervical spine in static postures* - Snijders, Hoek Van Dijke e Roosch, 1991.

Embora este seja um dos poucos estudos encontrados informando valores de força muscular na região cervical, a reprodução ou aplicação *in vivo* de seus métodos é extremamente prejudicada em função da descrição imprecisa com relação à linha de ação dos músculos considerados pelo modelo. Além disso, os autores não realizaram nenhum procedimento para avaliar o modelo biomecânico desenvolvido (SNIJDERS, HOEK VAN DIJKE e ROOSCH, 1991).

Vasavada, Li e Delp (1998) objetivando analisar como a arquitetura muscular (principalmente o comprimento do tendão, o comprimento ótimo do fascículo e o ângulo de penetração) e a distância perpendicular poderiam influenciar a capacidade de produção de momento nos músculos do pescoço em taxas fisiológicas de movimento, desenvolveram um modelo gráfico músculo-esquelético baseado na análise tridimensional dos movimentos da cabeça e do pescoço. A figura 25 apresenta a estrutura do modelo músculo-esquelético tridimensional da coluna cervical.

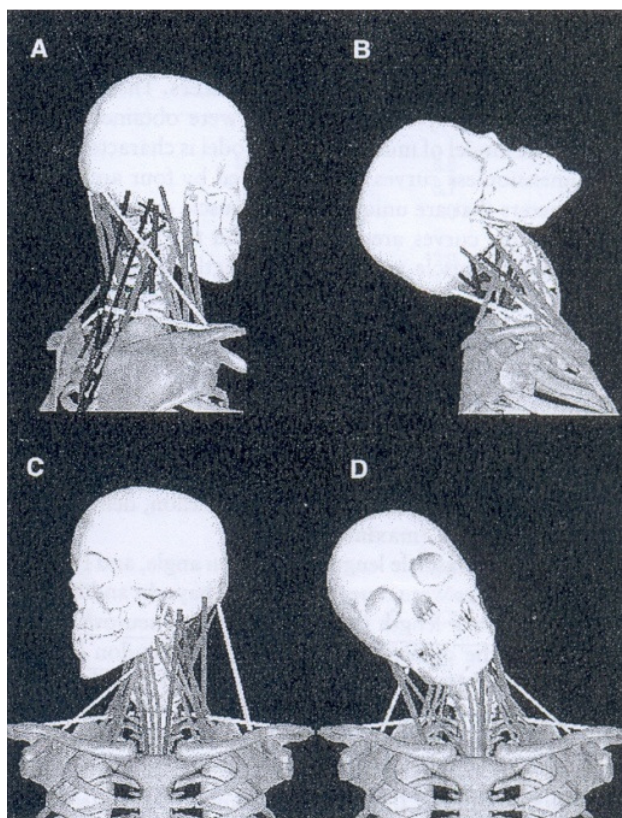


Figura 25: Estrutura do modelo músculo-esquelético tridimensional da coluna cervical. Onde, A: postura ereta, B: extensão, C: rotação e D: inclinação lateral.
Fonte: *Muscle morphometry and moment arms on the moment-generating capacity of human neck muscles* – Vasavada, Li e Delp, 1998.

Este modelo foi construído usando o *Software* para Modelamento Músculo-Esquelético Interativo (*Iterative Musculoskeletal Modeling*), a partir de dados extraídos da literatura, dissecação de cadáveres e discussões entre experientes anatomistas, incluindo colaboradores da *Queen's University*. Foram incluídos 19 músculos distintos, modelados em 25 sub-volumes e divididos em 9 grupos de acordo com suas funções. Os parâmetros considerados foram às inserções e as linhas de ação dos músculos, seus picos de força isométrica, os comprimentos ótimos de seus fascículos, os comprimentos de seus tendões, seus ângulos de penação e suas áreas de secção transversa fisiológicas (VASAVADA, LI e DELP, 1998).

Cada articulação intervertebral entre o crânio e T1 teve movimentos possíveis em três graus de liberdade (flexão-extensão, rotação e inclinação lateral), negligenciando as translações. Todos os músculos foram assumidos como maximamente ativos, sendo a capacidade de produção de momento de cada músculo calculada separadamente para cada articulação intervertebral multiplicando-se a força máxima isométrica por sua distância perpendicular na mesma posição da coluna. Os eixos de

rotação das articulações intervertebrais foram definidos a partir dos dados de posição divulgados por AMEVO, WORTH e BOGDUK (1991) (VASAVADA, LI e DELP, 1998).

Os resultados do estudo de Vasavada, Li e Delp (1998) demonstraram que na postura ereta neutra da coluna cervical a capacidade de produção do momento extensor é de 34 Nm, com maior participação dos músculos semi-espinhal (37%) e esplênio (30%). Já o elevador da escápula, o trapézio, o eretor da coluna e os suboccipitais parecem contribuir com aproximadamente 5 a 10% do momento extensor. A capacidade total de produção de momento dos músculos extensores do pescoço parece decrescer tanto em posturas flexionadas, quanto estendidas, quando comparadas a postura ereta neutra (VASAVADA, LI e DELP, 1998).

Quando a coluna cervical é flexionada pode-se manter a capacidade de produção do momento extensor, mas a distância perpendicular dos músculos extensores tende a diminuir. Em amplitudes de extensão cervical superiores a 20°, a capacidade de produção de momento extensor cai apreciavelmente (de forma mais perceptível no semi-espinhal e no esplênio, músculos que possuem grande capacidade na postura ereta neutra). Também foi demonstrado, que a distância perpendicular do músculo esternocleidomastoideo muda drasticamente durante os movimentos de flexão e extensão. Embora seja um importante flexor, nas articulações da coluna cervical superior possui uma distância perpendicular propícia para a extensão, que aumenta junto com a amplitude do movimento de extensão realizado (VASAVADA, LI e DELP, 1998).

Embora os autores tenham discutido extensivamente a capacidade de produção de momento em diferentes posições da coluna cervical, o estudo de Vasavada, Li e Delp (1998) foi o único encontrado na literatura divulgando valores de distância perpendicular muscular, talvez constituindo seus resultados mais interessantes. A figura 26 apresenta os resultados de distância perpendicular dos músculos da região cervical, para flexão/extensão, rotação e inclinação lateral.

Apesar de figurar entre os modelos biomecânicos da coluna cervical mais citados pela comunidade científica, o estudo de Vasavada, Li e Delp (1998) apresenta também suas limitações. Os autores não realizaram nenhum procedimento para avaliar o modelo e, por falta de informações adequadas disponíveis na literatura, os eixos de rotação estimados para os movimentos de flexão e extensão foram também utilizados para calcular os momentos referentes à rotação e inclinação lateral.

Outros trabalhos semelhantes aos desempenhados por Snijders, Hoek Van Dijke e Roosch (1991) e Vasavada, Li e Delp (1998) podem ser obtidos na literatura, porém geralmente dando menor atenção ao modelamento das estruturas musculares (de JAGER, 1993). Essencialmente, os

modelos biomecânicos da coluna cervical têm sido desenvolvidos para atender as necessidades da indústria aeronáutica e automotiva. Pesquisas direcionadas a indústria aeronáutica apresentam grande preocupação com a ação de forças gravitacionais sobre o corpo humano e com algumas condições experienciadas por pilotos de combate, como por exemplo, possíveis problemas sofridos durante a sua ejeção da aeronave (BELYTSCHKO, SCHWER e SCHULTZ, 1976; HUSTON, HUSTON e HARLOW, 1978; BELYTSCHKO e PRIVITZER, 1979).

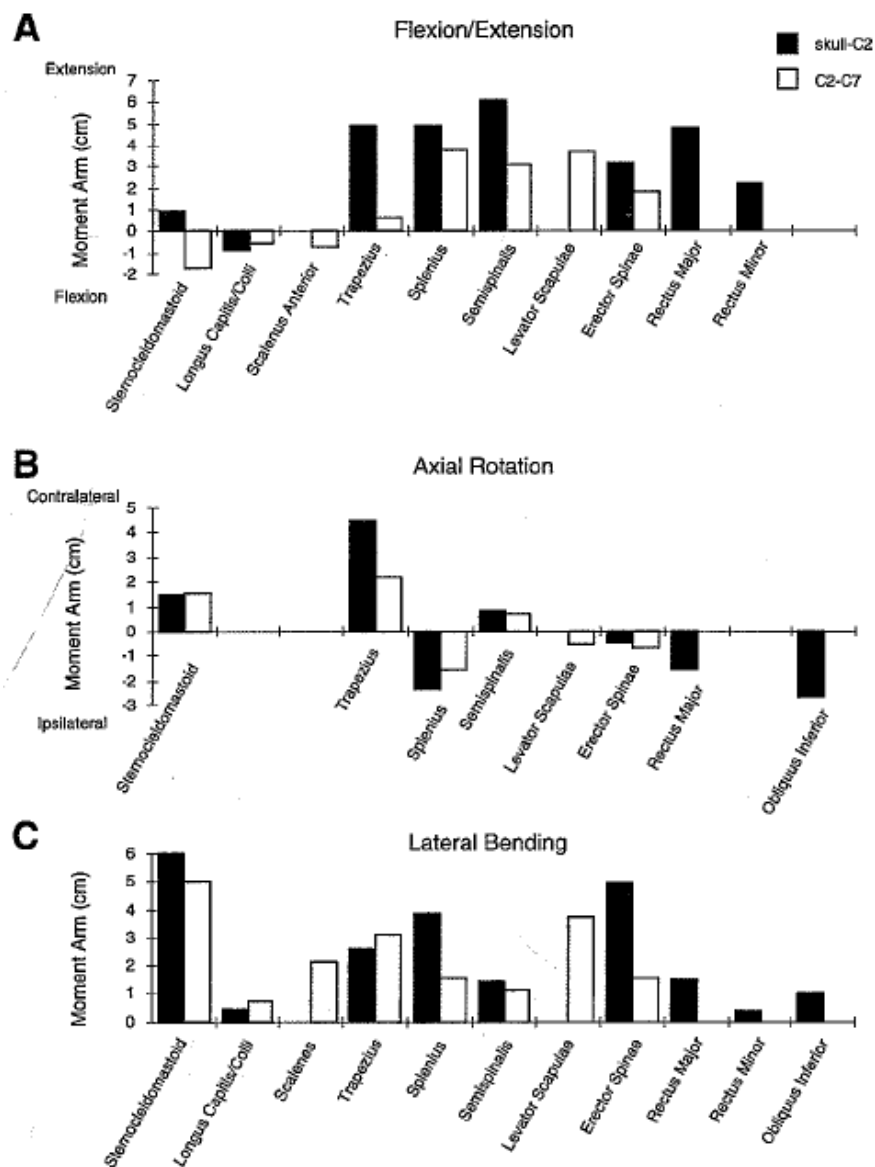


Figura 26: Distância perpendicular dos músculos da região cervical, para flexão/extensão (A), rotação (B) e inclinação lateral (C).

Fonte: *Influence of muscle morphometry and moment arms on the moment-generating capacity of human neck muscles* - Vasavada, Li e Delp, 1998.

Já estudos voltados à indústria automotiva têm se concentrado na cinemática da coluna cervical após impactos frontais e laterais (LOVSUND et al., 1988; MAAG et al., 1990; de JAGER, 1994; de JAGER, 1996). Nos últimos anos a cinemática da coluna cervical e as forças atuantes sobre suas estruturas têm sido estudadas por meio de modelos biomecânicos usando elementos finitos, desenvolvidos principalmente com o objetivo de estudar o estabelecimento de lesões em decorrência de acidentes de trânsito, sendo comumente estudado o mecanismo da lesão do tipo chicote (*whiplash*) (LINDER, 2000; PALOMAR, CALVO e DOBLARÉ, 2008; DANG, HU e TAY, 2008; HEDENSTIERNA e HALLDIN, 2008; PANZER e CRONIN, 2009; ESAT e ACAR, 2009).

Pode-se afirmar que a maior parte dos modelos de elementos finitos da coluna cervical investiga a ação de forças sobre estruturas anatômicas como discos intervertebrais, ligamentos, ossos ou a medula espinhal (PUTTLITZ et al., 2000; PALOMAR, CALVO e DOBLARÉ, 2008; LI e DAI, 2009; IMAJO et al., 2009). Músculos geralmente não são modelados usando elementos finitos pela falta de informações descrevendo suas propriedades materiais e pela limitação de representá-los como sólidos (de JAGER, 1993; de JAGER, 1996; ADAMS e DOLAN, 2005). Quando as estruturas musculares da coluna cervical são incluídas, geralmente o interesse é verificar o tempo de reação e o comportamento muscular após o impacto (REID, RAVIV e REID JR, 1981; VASAVADA, BRAULT e SIEGMUND, 2007).

As informações descritas previamente demonstram as escolhas feitas pelos pesquisadores na área da biomecânica da coluna cervical. De acordo com o objetivo do estudo, os autores frequentemente optam pelo emprego de métodos simplificados que possibilitam análises *in vivo* (HARMS-RINGDAHL, 1986; FINSEN, 1999; HARRISON et al., 2001; THURESSON et al., 2005), ou métodos detalhados que acabam gerando modelos teóricos (SNIJDERS, HOEK VAN DIJKE e ROOSCH, 1991; VASAVADA, LI e DELP, 1998).

Entretanto, um estudo pôde ser encontrado aparentemente conseguindo equilibrar esta condição. Moroney, Schultz e Miller (1988) desenvolveram um modelo biomecânico da coluna cervical incorporando 14 pares de músculos ao nível de C4 e aplicaram-no a 14 indivíduos saudáveis adultos (10 homens e 4 mulheres), durante a realização dos movimentos de flexão/extensão, inclinação lateral e rotação da coluna cervical. Simultaneamente, também foi verificada a ativação muscular em oito locais em torno de C4, usando eletromiografia de superfície.

Informações referentes a massa e ao centro de massa da cabeça e do pescoço foram retiradas de tabelas antropométricas e as informações referentes aos músculos modelados foram retiradas de estudos prévios utilizando tomografia computadorizada. Durante os testes, os indivíduos

permaneceram sentados, executando contrações musculares voluntárias contra a ação de forças conhecidas (normalizadas pela realização prévia de CVMs) aplicadas nas estruturas da coluna cervical em diferentes direções, por meio de cabos fixos a um capacete instrumentado (MORONEY, SCHULTZ E MILLER, 1988).

Os resultados deste estudo demonstraram que independente do movimento realizado, o valor de pico dos momentos para os sujeitos do sexo masculino foi aproximadamente 29,7 Nm. As mulheres produziram momentos em torno de 60 a 90 % do valor gerado pelos homens. Considerando valores médios entre os indivíduos, a força muscular foi 180 N, a força de compressão no segmento motor C₄₋₅ foi 1164 N, a força de cisalhamento lateral no mesmo nível da coluna foi 125 N e a força de cisalhamento ântero-posterior foi 135 N. O coeficiente de correlação entre a força muscular estimada e a ativação muscular mensurada foi relativamente baixo (MORONEY, SCHULTZ e MILLER, 1988).

Moroney, Schultz e Miller (1988) relataram ter quantificado as forças internas na coluna cervical ao nível de C4 por conveniência, pela possibilidade de correlacionar as forças estimadas nesta área com a ativação muscular. Sugeriram que coeficientes de correlação mais elevados poderiam ter sido encontrados se utilizada a eletromiografia de profundidade, porém seu uso seria indevido sem uma primeira investigação usando a técnica de superfície, considerando o desconforto gerado nos sujeitos.

Este estudo pode ser considerado clássico, pois é um dos únicos modelos biomecânicos da coluna cervical que estima forças musculares e forças de reação articular, além de ter sido aplicado *in vivo*. Assim, seus resultados devem ser considerados. Porém, os autores realizaram somente considerações sobre o modelo e breves comparações com estudos anteriores que investigaram a coluna lombar. Nenhuma relação entre a magnitude das forças internas e a possibilidade de lesões e dor nas estruturas da coluna cervical foi feita (MORONEY, SCHULTZ E MILLER, 1988). A figura 27 apresenta os resultados de força muscular máxima e forças de reação ao nível de C4.

Também foi encontrado na literatura recente um modelo físico da coluna cervical que considera a ação muscular. Dulhanty (2002) desenvolveu um modelo simplificado da região cervical, com a finalidade de avaliar teoricamente os mecanismos de transmissão de força que permitem a manutenção de um equilíbrio estático na postura ereta. O autor confeccionou uma estrutura metálica articulada com pinos de baixa fricção que simula os segmentos cabeça e pescoço.

Muscle equivalent	Relaxed	Attempted left twist	Attempted left bend	Attempted extension	Attempted flexion
L Platysma		23 (8)	19 (11)		19 (14)
R Platysma					19 (14)
L Infrahyoid		72 (25)	60 (35)		62 (45)
R Infrahyoid		68 (30)	41 (45)		62 (45)
L SCM			140 (83)		145 (106)
R SCM		170 (58)	68 (47)		145 (106)
L Longi		31 (11)	26 (15)		26 (19)
R Longi					26 (19)
L Scal. ant.		42 (15)	35 (20)		36 (27)
R Scal. ant.					36 (27)
L Scal. med.	3 (1)	45 (15)	37 (22)	39 (17)	
R Scal. med.	3 (1)			39 (17)	
L Long. cerv.	2 (1)	29 (10)	24 (14)	26 (11)	
R Long. cerv.	2 (1)			26 (11)	
L Levator scap.	8 (4)	2 (3)	106 (62)	116 (51)	
R Levator scap.	8 (4)	14 (14)		116 (51)	
L Multifidus	3 (1)			42 (19)	
R Multifidus	3 (1)	47 (16)	39 (23)	42 (19)	
L Semispin. cerv.	7 (3)		2 (8)	96 (42)	
R Semispin. cerv.	7 (3)			96 (42)	
L Semispin. cap.	9 (4)	96 (22)	111 (57)	127 (56)	
R Semispin. cap.	9 (4)			127 (56)	
L Splenius cerv.	1 (1)	17 (6)	14 (8)	15 (7)	
R Splenius cerv.	1 (1)			15 (7)	
L Splenius cap.	4 (2)	68 (23)	56 (33)	61 (27)	
R Splenius cap.	4 (2)			61 (27)	
L Trapezius	5 (2)			73 (32)	
R Trapezius	5 (2)	81 (29)	5 (9)	73 (32)	

(a)

Exercise	Lateral shear (N)	Anteroposterior shear (N)	Compression (N)
Relaxed	0 (0)	-2 (1)	122 (36)
Left twist	33 (8)	70 (24)	778 (228)
Extension	0 (0)	135 (69)	1164 (494)
Flexion	0 (0)	31 (63)	558 (375)
Left bending	125 (58)	93 (59)	758 (422)

(b)

Figura 27: Resultados de força (N) muscular máxima (a) e forças de reação (b) ao nível de C4. Onde, L: lado esquerdo, R: lado direito, relaxed: posição de referência, twist: rotação, bend: inclinação lateral e shear: força de cisalhamento. Desvios-padrão dentro dos parêntesis.

Fonte: Analysis and measurement of neck loads - Moroney, Schultz e Miller, 1988.

O modelo considera duas possibilidades de sistemas ativos capazes de estabelecer o equilíbrio da região cervical: o sistema paralelo, no qual existem forças de mesmo sentido e direção agindo sobre os dois segmentos, e o sistema concorrente, em que existem forças agindo entre dois segmentos adjacentes (DULHUNTY, 2002). A figura 28 apresenta os dois sistemas ativos capazes de estabelecer o equilíbrio da região cervical.

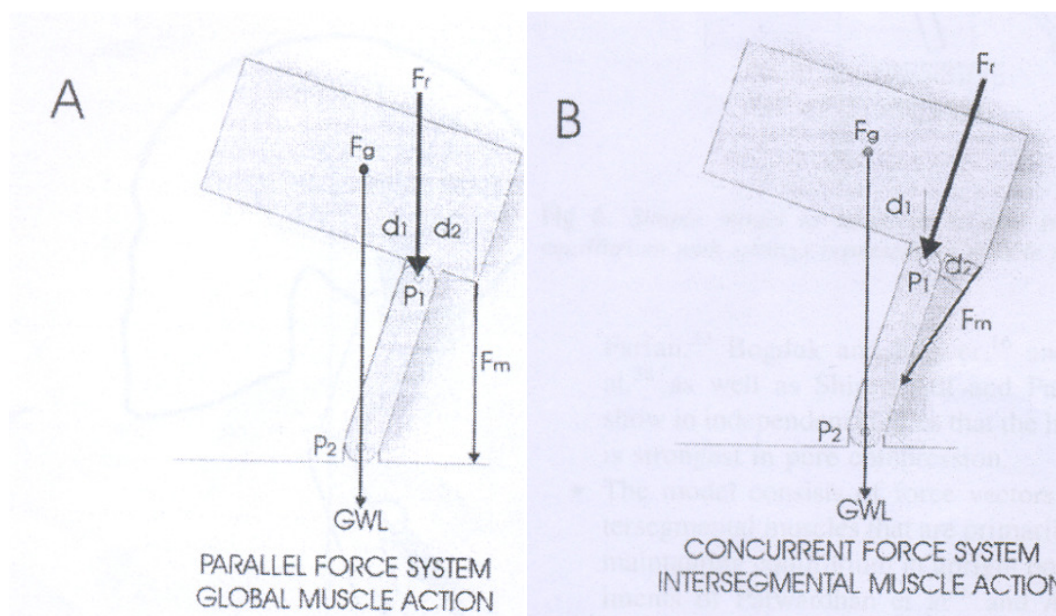


Figura 28: Sistemas ativos capazes de estabelecer um equilíbrio estático: sistema paralelo (A) e sistema concorrente (B). Onde, F_m : força muscular, F_g : força gravitacional, F_r : força resultante, P_1 e P_2 : pinos de baixa fricção (eixos de rotação), d_1 : distância perpendicular de F_g , d_2 : distância perpendicular de F_m e GWL : linha de ação de F_g .

Fonte: *A simplified conceptual model of the human cervical spine for evaluating force transmission in upright static posture.* – Dulhunty, 2002.

Analisando alternativas para o estabelecimento do equilíbrio rotacional na região cervical, Dulhunty (2002) destaca que uma diferença considerável entre os dois sistemas é a direção da força de reação nos pinos, que no sistema concorrente proporcionaria maior equilíbrio. Este modelo não teve grande repercussão, sendo utilizado apenas para testar configurações ideais da coluna cervical em que na postura ereta, a ação mecânica das forças fosse minimizada, reduzindo a probabilidade de lesões e dor. O autor não divulgando magnitudes para nenhuma das forças envolvidas.

A construção de modelos biomecânicos é um processo complexo efetuado passo a passo e, para possibilitar a realização da presente dissertação de mestrado, foi inicialmente desenvolvido um modelo biomecânico bidimensional da coluna cervical para estimar a força muscular resultante dos extensores cervicais e a força articular ao nível de C_7 durante o ciclismo (PASINI et al., 2006).

Este modelo considerou a cabeça e a coluna cervical como um único segmento rígido. A força muscular dos extensores cervicais foi representada por um vetor com origem na protuberância occipital externa e sentido e direção ao processo espinhoso de C_7 . A força peso do segmento foi representada por um vetor com sentido vertical atuando em seu centro de massa (PASINI et al., 2006).

Os parâmetros de massa e centro de massa foram extraídos de tabelas da literatura e estabelecidos a partir da massa corporal total mensurada para um voluntário do sexo masculino. A força articular foi considerada atuando sobre o eixo de rotação e, este eixo de rotação foi considerado no centro do corpo vertebral de C7. Para permitir o cálculo das forças internas, foram adquiridos dados cinemáticos bidimensionais por meio de filmagem, com o sujeito de pesquisa pedalando em três diferentes posturas comuns da prática do ciclismo e mantendo uma postura de referência (figura 17) (PASINI et al., 2006).

Após, para localizar o centro de rotação no centro do corpo vertebral de C7, foram adquiridas imagens internas da coluna cervical do sujeito por meio da realização de exames radiológicos convencionais em duas posturas (postura ereta neutra e extensão cervical) (PASINI et al., 2006). A figura 29 apresenta a estrutura do modelo biomecânico bidimensional da coluna cervical.

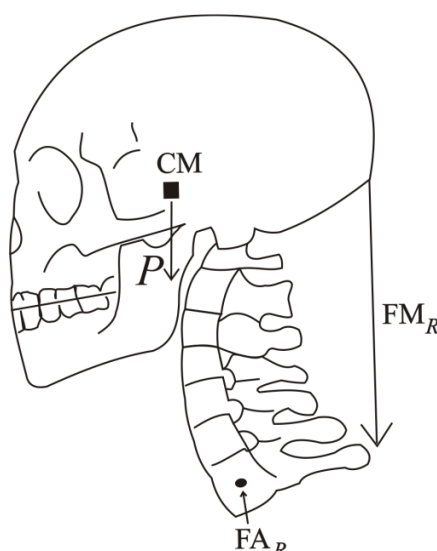


Figura 29: Estrutura do modelo biomecânico bidimensional da coluna cervical. Onde, CM: centro de massa do segmento, P: força peso do segmento, FM_R : força muscular resultante dos extensores cervicais, FA_R : força articular resultante e \bullet : centro de rotação.

Fonte: Avaliação das forças internas na região cervical durante o ciclismo em diferentes posturas - Pasini et al., 2006.

Após seu desenvolvimento, o modelo biomecânico bidimensional da coluna cervical foi aplicado a um grupo de 9 ciclistas, usando os mesmos métodos já descritos e adicionando o registro da ativação muscular dos extensores cervicais (PASINI et al., 2007 b).

Neste estudo, a força muscular resultante e a ativação muscular dos extensores cervicais apresentaram diferenças significativas a partir da comparação entre todas as posturas. Maiores magnitudes das duas variáveis foram observadas nas posturas que envolvem o ciclismo quando

comparadas a postura de referência (ereta neutra) e, considerando as posturas que envolvem o ciclismo, maiores magnitudes da força muscular resultante foram observadas quando o apoio das mãos é realizado na região inferior do guidão (postura ataque) (PASINI et al., 2007 b). A figura 30 apresenta os resultados da força muscular resultante e da ativação muscular dos extensores cervicais, nas diferentes posturas adotadas durante o ciclismo e na postura de referência.

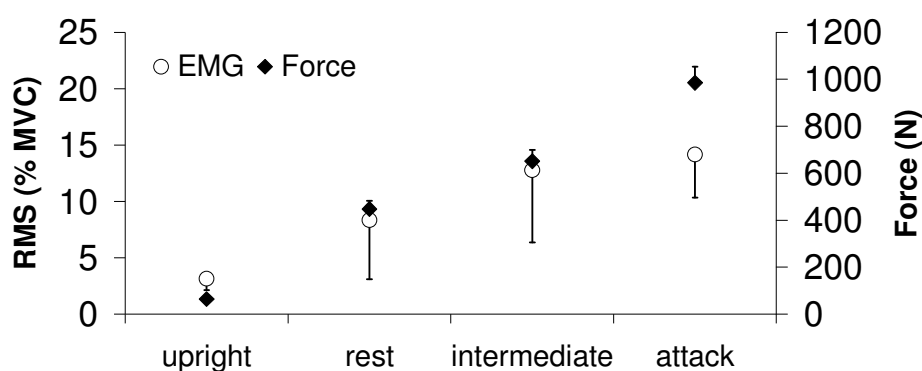


Figura 30: Resultados da força muscular resultante e da ativação muscular dos extensores cervicais, nas diferentes posturas adotadas durante o ciclismo e na postura de referência. Onde, °: ativação muscular, •: força muscular resultante, *upright*: postura ereta, *rest*: postura descanso, *intermediate*: postura intermediária e *attack*: postura ataque.

Fonte: A biomechanical model of the cervical spine during cycling - Pasini et al., 2007 b.

Embora o modelo biomecânico bidimensional da coluna cervical (PASINI et al., 2006; PASINI et al., 2007 b) possibilite análises mais completas quando comparado a outros estudos que investigaram a sobrecarga mecânica na coluna cervical *in vivo* (HARMS-RINGDAHL, 1986; HARMS-RINGDAHL et al., 1986; HARMS-RINGDAHL e SCHÜLDT, 1988; SCHÜLDT e HARMS-RINGDAHL, 1988 a; SCHÜLDT e HARMS-RINGDAHL, 1988 b; KOLEHMAINEN, HARMS-RINGDAHL e LANSHAMMART, 1989; FINSEN, 1999; HARRISON et al., 2001), necessita ser implementado para reduzir o número de simplificações assumidas e aproximar seus resultados da realidade, tornando seus resultados mais confiáveis.

O processo de implementação compreende a realização de análises tridimensionais, o aumento do número de segmentos articulados que representam a coluna cervical, o aumento do número de vetores de força muscular dos extensores cervicais por meio do emprego de métodos de distribuição de forças baseado em procedimentos de otimização e o cálculo dos centros de rotação

instantâneos da coluna cervical por meio da realização de exames radiológicos convencionais de todos os sujeitos de pesquisa, em todas as posturas avaliadas.

O detalhamento da localização dos centros de rotação representa grandes melhorias para um modelo biomecânico, pois influencia diretamente o cálculo das distâncias perpendiculares das forças atuantes. As principais informações encontradas na literatura referentes aos centros de rotação da coluna cervical encontram-se descritas a seguir.

4.4. Centros de Rotação da Coluna Cervical

Considerando os modelos biomecânicos da coluna lombar, pode-se afirmar que muitos pesquisadores objetivam quantificar a força compressiva atuando sobre os tecidos da coluna e costumam assumir a localização dos centros de rotação por conveniência, de acordo com o local anatômico onde a estimativa desta força é mais pertinente, como por exemplo, a articulação intervertebral L₄₋₅ (McGILL e NORMAN, 1986; McGILL, PATT e NORMAN, 1988).

Em pesquisas biomecânicas da coluna cervical, os pesquisadores parecem apenas tentar aproximar a localização dos centros de rotação das estruturas da coluna. Assim, nestes estudos os centros de rotação têm sido assumidos em locais como o ponto médio da reta que liga o processo espinhoso de C7 e a incisura supra-esternal (HARMS-RINGDAHL, 1986; HARMS-RINGDAHL et al., 1986; HARMS-RINGDAHL e SCHÜLDT, 1988; SCHÜLDT e HARMS-RINGDAHL, 1988 a; SCHÜLDT e HARMS-RINGDAHL, 1988 b; KOLEHMAINEN, HARMS-RINGDAHL e LANSHAMMART, 1989).

Entretanto, a partir da década de 1990 uma série de estudos foi conduzida objetivando criar uma técnica para estimar a localização dos centros de rotação na coluna cervical com base nos deslocamentos (rotação e translação) sofridos pelas estruturas da coluna (AMEVO et al., 1991; AMEVO, WORTH e BOGDUK, 1991 a; AMEVO, WORTH e BOGDUK, 1991 b; AMEVO, APRILL e BOGDUK, 1992; BOGDUK, AMEVO e PEARCY, 1995; BOGDUK e MERCER, 2000).

A técnica desenvolvida permite calcular um centro de rotação para cada segmento motor da coluna cervical, compreendido entre C₂₋₃ e C₆₋₇, a partir de duas imagens radiográficas convencionais realizadas no plano sagital, uma em flexão cervical máxima e outra em extensão cervical máxima (AMEVO et al., 1991; AMEVO, WORTH e BOGDUK, 1991 a; AMEVO, WORTH e BOGDUK,

1991 b; AMEVO, APRILL e BOGDUK, 1992; BOGDUK, AMEVO e PEARCY, 1995; BOGDUK e MERCER, 2000).

Os autores estimaram a localização dos centros de rotação manualmente, sendo calculado o centro de rotação de cada segmento motor separadamente. Em princípio, a técnica consistiu em marcar com tinta sobre as duas radiografias, quatro pontos de referência em cada corpo vertebral (um em cada “*corner*”), sobre a junção córtico-medular. Após, estas marcas foram copiadas em filmes transparentes de acetato e estes filmes foram então sobrepostos (extensão cervical máxima foi posta sobre flexão cervical máxima), de modo que os quatro pontos de referência dos corpos vertebrais das vértebras inferiores do segmento motor de interesse ficassem também sobrepostos. Assim, o padrão de movimento intersegmental (deslocamento) da vértebra superior do segmento motor de interesse foi evidenciado (AMEVO et al., 1991; AMEVO, WORTH e BOGDUK, 1991 a; AMEVO, WORTH e BOGDUK, 1991 b; AMEVO, APRILL e BOGDUK, 1992; BOGDUK, AMEVO e PEARCY, 1995; BOGDUK e MERCER, 2000).

Um terceiro filme transparente foi então sobreposto aos anteriores, onde foram traçadas quatro retas, cada uma conectando um dos pontos de referência do corpo da vértebra superior do segmento motor de interesse, em flexão e extensão máximas. Em seguida, foi identificado o ponto médio de cada uma destas quatro retas. Estes pontos médios foram utilizados como origem para a criação de quatro novas retas, perpendiculares às retas anteriores e direcionadas inferiormente. O ponto de intersecção comum entre as quatro retas perpendiculares foi considerado o centro de rotação do segmento motor de interesse (AMEVO et al., 1991; AMEVO, WORTH e BOGDUK, 1991 a; AMEVO, WORTH e BOGDUK, 1991 b; AMEVO, APRILL e BOGDUK, 1992; BOGDUK, AMEVO e PEARCY, 1995; BOGDUK e MERCER, 2000). A figura 31 ilustra a técnica utilizada para estimar a localização do centro de rotação de cada segmento motor da coluna cervical.

As coordenadas (x,y) dos centros de rotação foram então estabelecidas em relação a um sistema de coordenadas local definido com base no corpo da vértebra inferior do segmento motor de interesse (AMEVO et al., 1991; AMEVO, WORTH e BOGDUK, 1991 a; AMEVO, WORTH e BOGDUK, 1991 b; AMEVO, APRILL e BOGDUK, 1992; BOGDUK, AMEVO e PEARCY, 1995; BOGDUK e MERCER, 2000).

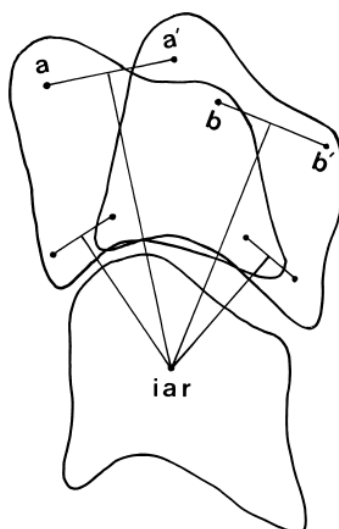


Figura 31: Técnica utilizada para estimar a localização do centro de rotação (iar) de cada segmento motor da coluna cervical. Onde, a e b: pontos de referência do corpo da vértebra superior do segmento motor de interesse em flexão cervical máxima; a' e b': pontos de referência do corpo da vértebra superior do segmento motor de interesse em extensão cervical máxima.

Fonte: *Biomechanics of the cervical spine I: normal kinematics* – Bogduk e Mercer, 2000.

Este procedimento permitiu que outros pesquisadores utilizassem os dados de posição referentes aos centros de rotação da coluna cervical divulgados pelos estudos citados anteriormente para a elaboração de modelos biomecânicos teóricos da coluna cervical, onde não há necessidade de individualizar os resultados de força, momento, ou distância perpendicular (VASAVADA, LI e DELP, 1998). A figura 32 ilustra o sistema de coordenadas local definido com base na vértebra inferior do segmento motor de interesse, para permitir a localização espacial do centro de rotação.

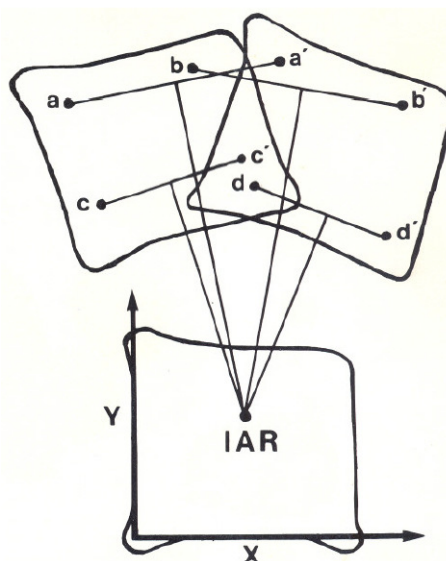


Figura 32: Sistema de coordenadas local definido com base na vértebra inferior do segmento motor de interesse, para permitir a localização do centro de rotação (posterior a esquerda). Fonte: *Abnormal instantaneous axes of rotation in patients with neck pain* - Amevo, Aprill e Bogduk, 1992.

Embora estes estudos tenham fornecido métodos de localização e dados de posição referentes aos centros de rotação, ambos com capacidade de auxiliar o desenvolvimento de modelos biomecânicos da coluna cervical, seu verdadeiro interesse foi encontrar uma forma de diagnosticar distúrbios no padrão de movimento da coluna cervical em indivíduos que apresentam dor nesta região, porém não são evidenciadas anormalidades em seus exames radiológicos clínicos (AMEVO et al., 1991; AMEVO, WORTH e BOGDUK, 1991 a; AMEVO, WORTH e BOGDUK, 1991 b; AMEVO, APRILL e BOGDUK, 1992; BOGDUK, AMEVO e PEARCY, 1995; BOGDUK e MERCER, 2000). A figura 33 apresenta as diferenças encontradas na localização dos centros de rotação da coluna cervical entre indivíduos assintomáticos e com dor.

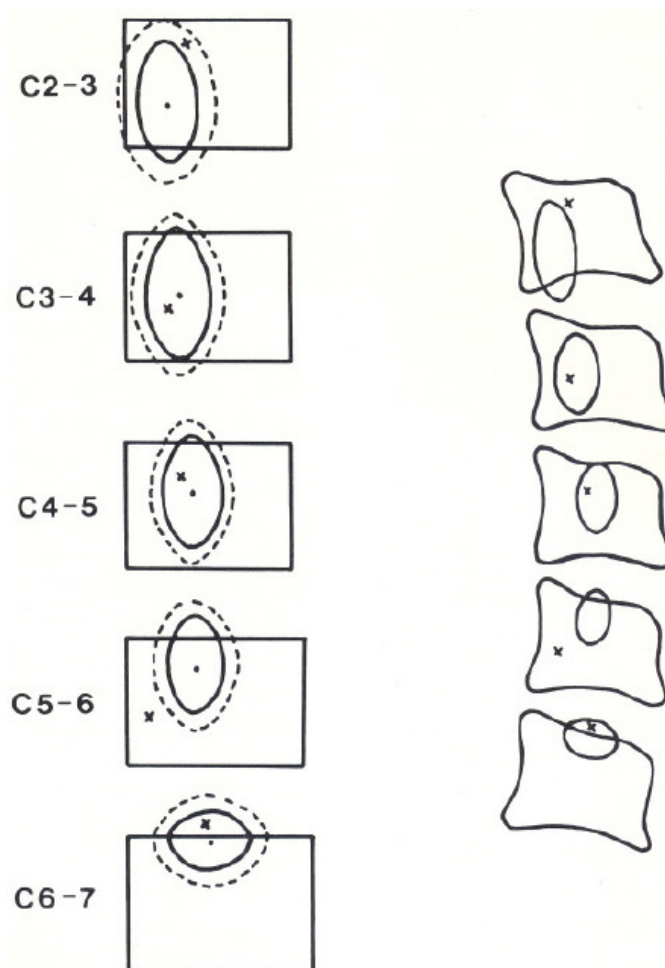


Figura 33: Diferenças encontradas na localização dos centros de rotação da coluna cervical entre indivíduos assintomáticos e com dor. Onde, •: centro de rotação médio calculado para os indivíduos assintomáticos e x: centro de rotação médio calculado para os indivíduos com dor. Os círculos indicam o limite estabelecido por dois desvios-padrão em relação ao centro de rotação médio calculado para os indivíduos assintomáticos.

Fonte: *Abnormal instantaneous axes of rotation in patients with neck pain* - Amevo, Aprill e Bogduk, 1992.

5. MATERIAIS E MÉTODOS

5.1. Tipo de Estudo

O presente estudo caracteriza-se por ser quantitativo, do tipo *ex-post-facto*, de corte transversal.

5.2. População e Amostra

A população deste estudo é referente a ciclistas que participam regularmente de competições, residentes no estado do Rio Grande do Sul e filiados a Federação Gaúcha de Ciclismo (FGC). A FGC recebeu informações sobre a realização deste estudo e consentiu com a participação dos atletas por meio do ofício 040/2007, endereçado ao Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal do Rio Grande do Sul (Anexo A).

A amostra foi composta por doze ciclistas, sendo o número de sujeitos determinado por procedimento de cálculo amostral realizado no *software* WINPIPE, com poder de previsão de 90 % e nível de significância de 0,05. Para a realização do cálculo amostral foram utilizados valores de média e desvio-padrão da força muscular resultante dos extensores cervicais, obtidos por um modelo biomecânico bidimensional (PASINI et al., 2007 b). O critério considerado para a inclusão dos sujeitos foi o mínimo de dois anos de experiência competitiva, não sendo recrutados ciclistas integrantes da categoria estreantes.

A tabela 2 permite a caracterização da amostra, fornecendo os valores de média e desvio-padrão para massa corporal total, estatura, idade e tempo de experiência competitiva no ciclismo.

Tabela 2: Média e desvio-padrão da massa corporal total, estatura, idade e tempo de experiência competitiva no ciclismo para os indivíduos avaliados.

massa corporal (kg)	estatura (m)	idade (anos)	experiência competitiva (anos)
74,5±9,4	1,8±0,1	31±7	8±5

5.3. Aspecto Ético

A elaboração do presente estudo baseou-se nos preceitos dos principais documentos que estabelecem diretrizes para pesquisas envolvendo seres humanos. Atende as disposições da resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde, que incorpora sob a ótica do indivíduo e suas coletividades os quatro referenciais básicos da bioética (autonomia, não maleficência, beneficência e

justiça), bem como visa assegurar os direitos e deveres que dizem respeito à comunidade científica, aos participantes da pesquisa e ao Estado.

O presente estudo obteve aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, emitida pela carta de aprovação nº 2007718, na reunião nº 11, ata nº 91, de 09/08/2007 (Anexo B).

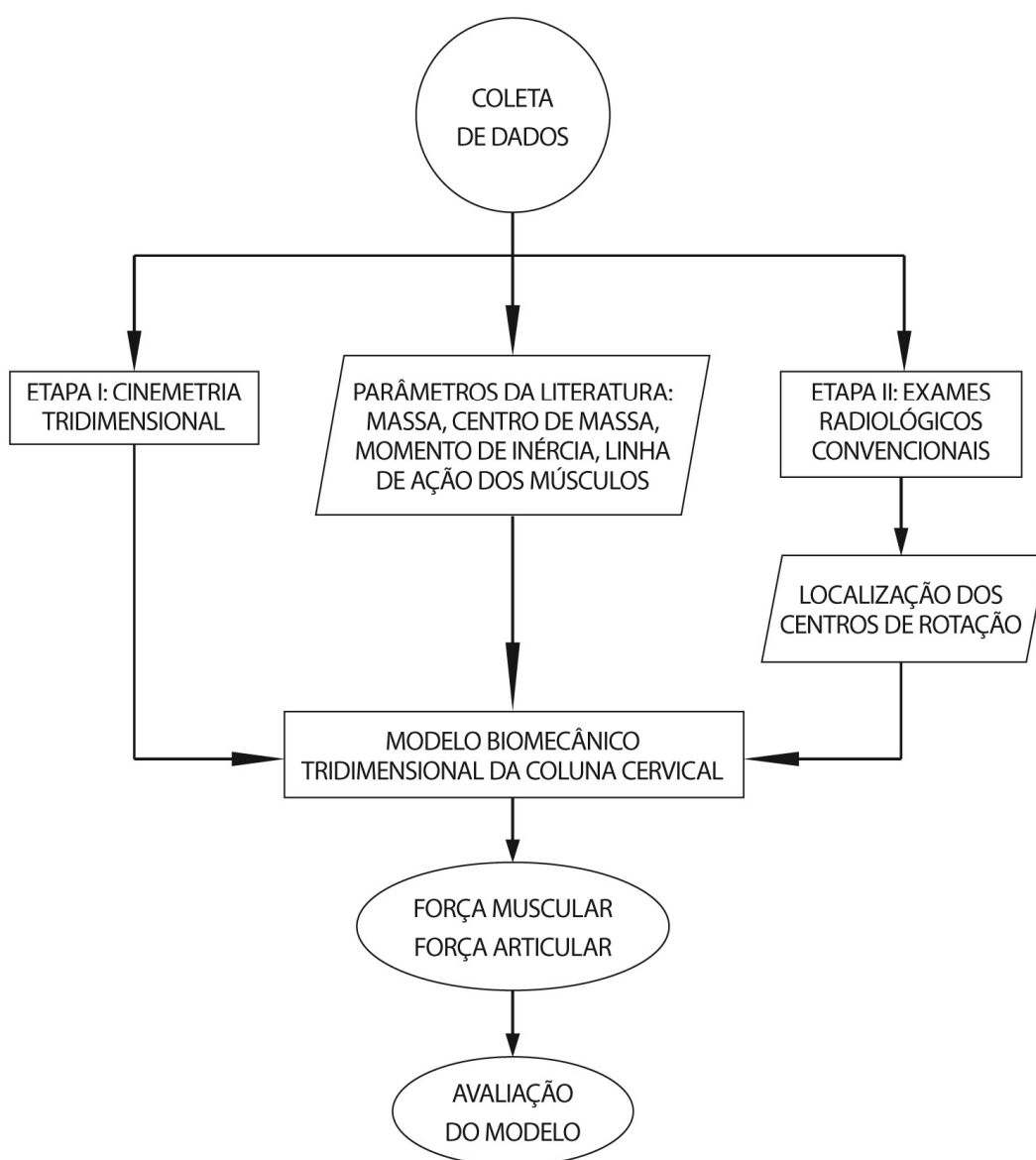
Antes de qualquer envolvimento com este estudo, todos os indivíduos receberam informações detalhadas a respeito dos procedimentos realizados e foi respeitada sua recusa em participar da pesquisa em qualquer momento, independente do motivo. Aqueles que consentiram em participar do estudo assinaram um termo livre e esclarecido, apresentado no Apêndice.

5.4. Instrumentos de Pesquisa

- 4 computadores (*notebooks*).
- 4 câmeras de vídeo digitais JVC GR-DVL 9800, com frequência de amostragem de 25 Hz.
- 1 câmera digital Sony Cyber-shot 6.1 megapixels.
- 4 lâmpadas e 4 refletores.
- 4 tripés.
- 1 calibrador tridimensional Peak Performance®.
- 1 calibrador bidimensional não-linear Phantom (SILVEIRA et al., 2005).
- 1 aparelho de raios X convencional VMI Compacto Plus (VMI Industria e Comércio Ltda)
- 1 processadora de filmes radiográficos Kodak X-OMAT 2000.
- 1 caixa de filme radiográfico médico Kodak, de 35 x 43 cm, contendo 100 unidades.
- 1 negatoscópio.
- 1 ciclossimulador magnético Cateye CS-1000.
- 12 bicicletas de competição.
- 1 balança Filizola, modelo 31, com resolução de 0,1 kg.
- 1 fita métrica, com resolução de 1 mm.
- 14 marcadores reflexivos em formato de esfera, cada um com 15 mm de diâmetro e contendo uma esfera de chumbo no interior.
- Fita adesiva dupla face de silicone 3M.
- 1 bastão de madeira.

- *Software* Matlab® 7.0.
- *Software* Dvideow: *Digital Video for Biomechanics*, desenvolvido pelo Laboratório de Instrumentação para Biomecânica da Faculdade de Educação Física da UNICAMP.
- *Software* WINPIPE.
- *Software* SPSS 13.0.

5.5. Fluxograma do experimento



5.6. Procedimentos de Aquisição e Processamento dos Dados

A seguir, são descritos os procedimentos de aquisição e processamento dos dados, necessários para aplicação do modelo biomecânico proposto. Cada um dos sujeitos de pesquisa foi avaliado em duas etapas, realizadas no mesmo dia.

Na etapa I foram obtidos parâmetros antropométricos e dados cinemáticos em três dimensões por meio de filmagem. Nesta etapa foram gravadas imagens externas da cabeça e da coluna cervical dos ciclistas avaliados, no Laboratório de Pesquisa do Exercício (LAPEX), da Universidade Federal do Rio Grande do Sul (UFRGS), localizado na cidade de Porto Alegre.

Na etapa II foram obtidos dados de posição em duas dimensões por meio da realização de exames radiológicos convencionais (raios X). Nesta etapa foram gravadas imagens internas da cabeça e da coluna cervical dos ciclistas avaliados, no Hospital Unimed Vale dos Sinos, localizado na cidade de Novo Hamburgo. Os exames radiológicos foram autorizados e custeados pelo Hospital Unimed Vale dos Sinos (Anexo C).

5.6.1. Etapa I: Cinemetria Tridimensional

A etapa I teve início pela verificação da massa corporal total e da estatura dos sujeitos, usando uma balança Filizola com resolução de 0,1 kg e uma fita métrica com resolução de 0,01 m, respectivamente.

Em seguida, foram identificados nos indivíduos 14 pontos anatômicos de interesse, sendo cada ponto anatômico sinalizado usando uma caneta dermatográfica. Sobre a sinalização dos pontos anatômicos foram então fixados marcadores reflexivos contendo chumbo em seu interior, usando fita adesiva dupla face de silicone. A sinalização dos pontos anatômicos foi efetuada objetivando a fixação idêntica de cada marcador reflexivo durante as duas fases de aquisição dos dados, etapas I e II. A tabela 3 apresenta a descrição dos pontos anatômicos onde foram fixados os marcadores reflexivos e suas abreviaturas.

Após a colocação dos marcadores reflexivos, os indivíduos foram posicionados sobre suas bicicletas de competição, acopladas a um ciclossimulador magnético Cateye CS-1000 (Cateye CO. Osaka, Japão) para garantir a especificidade da postura ao pedalar.

Tabela 3: Descrição dos quatorze pontos anatômicos onde foram colocados os marcadores reflexivos contendo chumbo no interior e suas abreviaturas.

Pontos Anatômicos	Abreviaturas
Incisura Supra-esternal	IS
Proeminência Laríngea	PL
Protuberância Mental	PM
Nasion	NS
Vértex	VE
Côndilos da Mandíbula direito e esquerdo	CM _D e CM _E
Processos Mastóideos direito e esquerdo	PM _D e PM _E
Protuberância Occipital Externa	POcc
Processo Espinhoso de C3	PC3
Processo Espinhoso de C7	PC7
Processo Espinhoso de T1	PT1
Processo Espinhoso de T4	PT4

Foram avaliadas cinco diferentes posturas. A postura Ereta neutra da coluna cervical, utilizada como referência e quatro posturas adotadas durante o ciclismo, denominadas Descanso, Intermediária, Ataque e Cotovelos Flexionados (PASINI et al., 2007 b). A figura 34 ilustra as diferentes posturas analisadas neste estudo.

Na postura Ereta os indivíduos foram orientados a permanecer com os membros superiores paralelos ao corpo e os pés equilibrados sobre os pedais, procurando manter as curvaturas fisiológicas da coluna vertebral.

Nas posturas Descanso, Intermediária, Ataque e Cotovelos Flexionados os ciclistas pedalaram na cadência de 80 rpm, utilizando uma relação de marchas envolvendo discos de 53 (dianteiro) e 17 (traseiro) dentes.

A ordem das posturas foi estabelecida aleatoriamente. Todas as posturas foram mantidas durante 2 minutos. Para as posturas Descanso, Intermediária, Ataque e Cotovelos Flexionados, o tempo foi contado a partir da estabilização da cadência solicitada. Na postura Ereta, a contagem do tempo foi iniciada assim que os sujeitos mantinham a posição indicada pelo avaliador. A aquisição das variáveis cinemáticas foi realizada durante os últimos 30 segundos de cada uma das posturas.

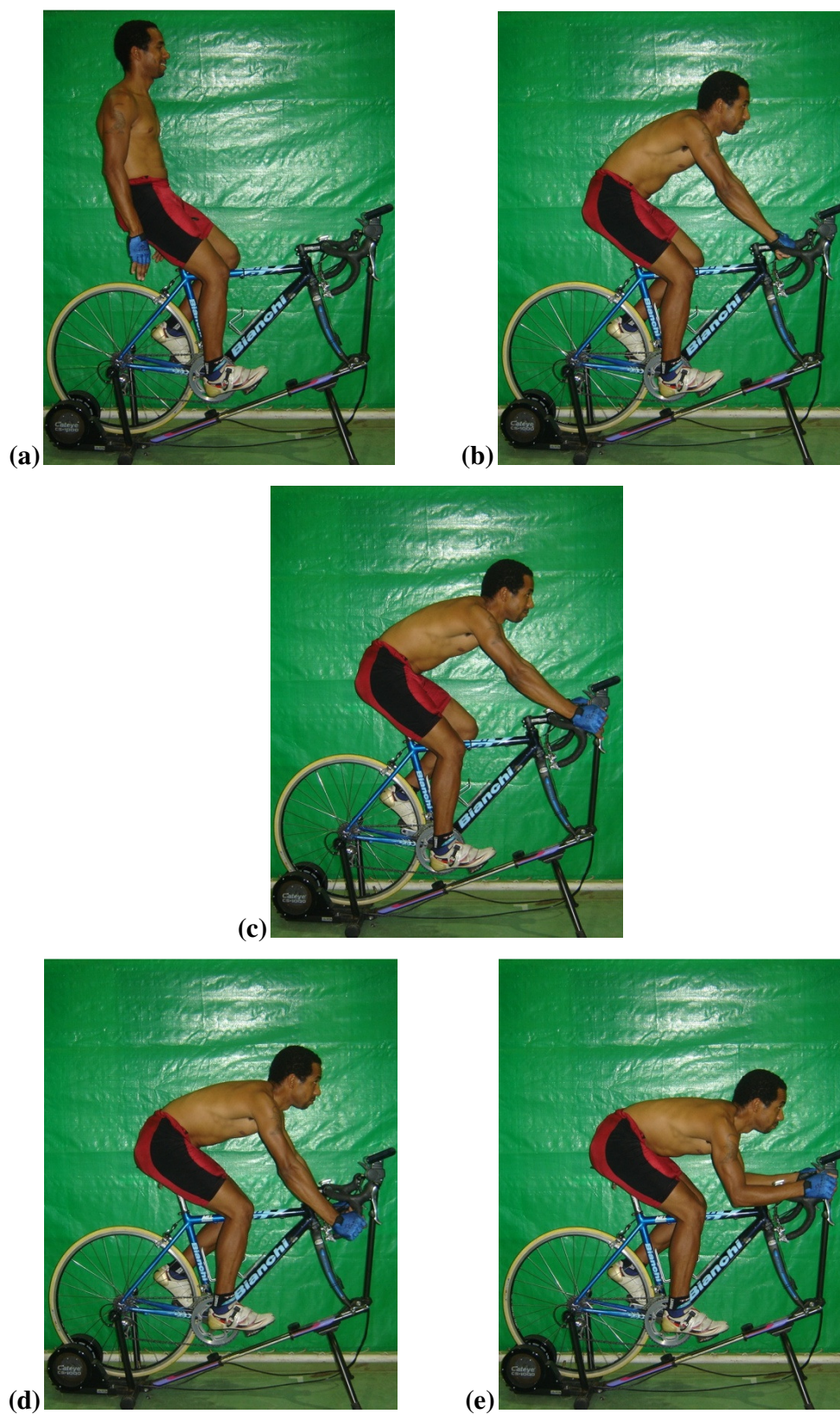


Figura 34: Posturas analisadas durante o estudo: Ereta (a), Descanso (b), Intermediária (c), Ataque (d) e Cotovelos Flexionados (e).

Os parâmetros cinemáticos foram adquiridos por meio de um procedimento de análise cinemática tridimensional, a partir do registro da luz branca por câmeras digitais que, com a ajuda de iluminação direcionada sobre os marcadores reflexivos colocados nos pontos anatômicos de interesse possibilitam a transformação do gesto filmado em um conjunto de pontos brancos. Esses pontos brancos em contraste com um fundo escuro destacam os pontos de interesse na atividade filmada (BARROS, LEITE e FIGUEROA, 1999; FIGUEROA, LEITE e BARROS, 2003; ARAÚJO, ANDRADE e BARROS, 2005).

O sistema de vídeo completo utilizado para aquisição dos parâmetros cinemáticos foi composto por quatro câmeras de vídeo digitais JVC GR-DVL 9800, com frequência de amostragem de 25 Hz. O tempo de abertura de cada câmera (*shutter*) foi ajustado para 1/250. No suporte de cada câmera foi fixado um equipamento refletor com a mesma direção ótica da câmera, com a finalidade de aumentar o contraste entre o marcador reflexivo e o restante da imagem. Cada câmera foi conectada a um computador (*notebook*), sendo suas imagens armazenadas diretamente na memória do computador e, portanto, não necessitando de fitas de vídeo.

Para que as projeções dos pontos de interesse em cada uma das câmeras fossem simultâneas, a aquisição das variáveis cinemáticas foi realizada usando o *software* Dvideow, estando os quatro computadores conectados por meio de uma intranet. Um computador foi denominado como “servidor” e os outros três como “clientes”. O servidor foi responsável pelo sinal de início e término da gravação, possibilitando uma melhor sincronização. Este procedimento é denominado captura remota (ARAÚJO, 2002).

As quatro câmeras foram posicionadas em diferentes locais do ambiente de coleta, de modo que durante todo o evento cada marcador reflexivo fosse registrado por pelo menos duas câmeras, tornando possível sua reconstrução espacial tridimensional. A figura 35 apresenta uma representação da disposição das câmeras no ambiente de coleta.

Para possibilitar a posterior descrição dos marcadores reflexivos em relação ao ambiente de coleta foram adquiridas imagens de um calibrador tridimensional (Peak Performance® modelo 5.3) na mesma posição dos sujeitos avaliados, sem alterar a disposição do sistema de vídeo. A figura 36 ilustra o calibrador tridimensional utilizado.

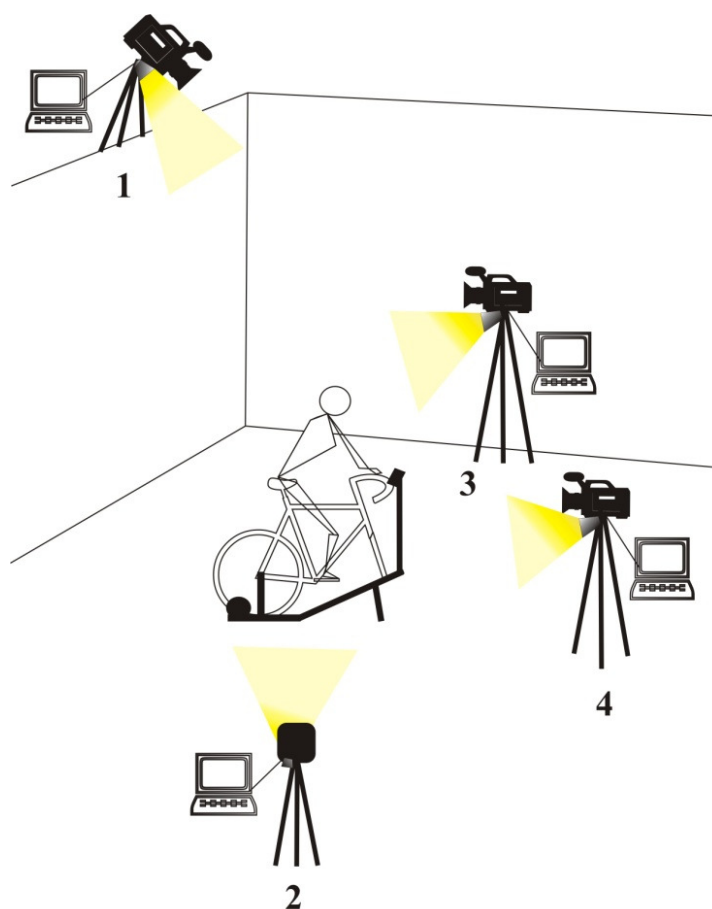


Figura 35: Representação da disposição das câmeras no ambiente de coleta durante a aquisição das variáveis cinemáticas.

Em adição, para possibilitar o cálculo da acurácia do sistema de vídeo foram também adquiridas imagens de um bastão de madeira contendo um marcador reflexivo em cada uma das suas extremidades. A aquisição destas imagens teve duração de 10 segundos, sendo que o avaliador movimentou o bastão por toda a área de coleta do sistema de vídeo.

Assim como na aquisição, o processamento dos dados cinemáticos foi realizado no *software* Dvideow. Inicialmente, as imagens obtidas foram desentrelaçadas (FIGUEROA, LEITE e BARROS, 2003). Este procedimento permitiu duplicar a frequência de amostragem do sistema de vídeo, passando de 25 Hz (quadros/s) para 50 Hz (campos/s).

A digitalização das imagens foi semi-automática. Durante este procedimento foram adotados os algoritmos inversão, erosão e *getmarkers* (ARAÚJO, 2002; ANDRADE 2002). Os algoritmos inversão e erosão estão vinculados ao pré-processamento da imagem, com a finalidade de

melhorar o contraste e o contorno do marcador reflexivo na imagem. O algoritmo *getmarkers* calcula o contorno do marcador reflexivo na imagem já pré-processada (ANDRADE, 2002).

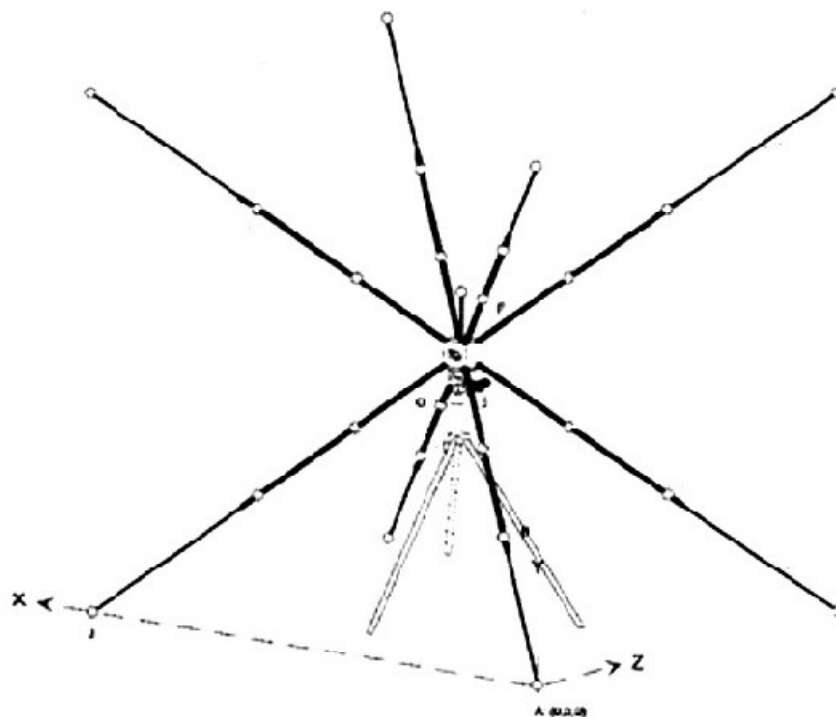


Figura 36: Calibrador tridimensional (Peak Performance® modelo 5.3) utilizado durante a etapa I.

Após a digitalização das imagens nas quatro câmeras, foi realizada a reconstrução espacial dos dados de cinematria. Os dados de posição obtidos pela reconstrução espacial foram utilizados como variáveis de entrada do modelo proposto e foram filtrados utilizando um filtro digital passa-baixa *Butterworth*, de ordem 3. A frequência de corte utilizada foi determinada pelo método de análise residual (WINTER, 2005). Este método determina uma frequência de corte para cada coordenada espacial global (X, Y, Z) de cada referência anatômica (marcador reflexivo). Este procedimento foi realizado por meio de rotinas desenvolvidas no *software* Matlab®.

Logo após o término dos procedimentos de aquisição referentes a etapa I (técnica de cinematria tridimensional) foi realizado o deslocamento de cada sujeito de pesquisa, bem como dos equipamentos necessários, do LAPEX até o Hospital Unimed Vale dos Sinos, para a realização dos procedimentos de aquisição referentes a etapa II (exames radiológicos).

5.6.2. Etapa II: Exames Radiológicos Convencionais

A etapa II teve início pela colocação dos marcadores reflexivos contendo chumbo em seu interior sobre os mesmos pontos anatômicos de interesse utilizados na etapa I (tabela 3), previamente sinalizados utilizando uma caneta dermatográfica. Porém, devido a natureza bidimensional dos exames radiológicos convencionais (raios X), não foram utilizados os marcadores CM_D e PM_D . Em adição, devido ao tamanho da área de coleta do equipamento de raios X utilizado não foi colocado o marcador PT4.

Após a colocação dos marcadores, os sujeitos de pesquisa foram posicionados sobre suas bicicletas de competição, acopladas ao ciclossimulador magnético. Nesta condição, foram reproduzidas as posturas Ereta, Descanso, Intermediária, Ataque e Cotovelos Flexionados, sendo em todas as posturas os sujeitos orientados a manter os pés equilibrados sobre os pedais. Foram acrescentadas duas posturas, semelhantes à postura Ereta, porém onde os sujeitos realizaram flexão cervical máxima e extensão cervical máxima. Estas duas posturas foram adotadas para permitir o cálculo do centro de rotação de cada segmento da coluna cervical, conforme proposto por AMEVO, WORTH e BOGDUK (1991).

Novamente a ordem das posturas foi estabelecida aleatoriamente e todas as posturas foram mantidas durante 2 minutos. A contagem do tempo foi iniciada assim que os sujeitos mantiveram a posição indicada pelo avaliador.

Durante os últimos 5 segundos de cada postura foi solicitado aos indivíduos que não respirassem. Durante este período em cada uma das sete posturas, foi realizado um exame radiológico que forneceu uma imagem interna (tecido ósseo) da cabeça e da coluna cervical dos sujeitos avaliados. A figura 37 ilustra as imagens internas da cabeça e da coluna cervical adquiridas por meio dos exames radiológicos realizados na etapa II, nas diferentes posturas adotadas.

Todos os exames radiológicos foram realizados no plano sagital dos sujeitos, mantendo uma distância focal de 1,8 m e aproximando os sujeitos o máximo possível do *bucky* vertical. O *bucky* vertical é o local onde se insere o chassi contendo o filme radiográfico. Estes dois parâmetros, a distância focal e a distância entre os indivíduos avaliados e o *bucky* vertical (estimativa da distância objeto filme) determinam o tamanho da imagem em relação ao filme radiográfico. Para a realização dos exames radiológicos, foi utilizado um aparelho de raios X convencional VMI Compacto Plus (VMI Indústria e Comércio Ltda) e filme radiográfico médico Kodak, com 35 x 43 cm. Os exames foram revelados em uma câmara escura e conferidos a cada duas incidências radiológicas (execução

de duas posturas). A revelação dos filmes foi realizada utilizando uma processadora Kodak X-OMAT 2000.

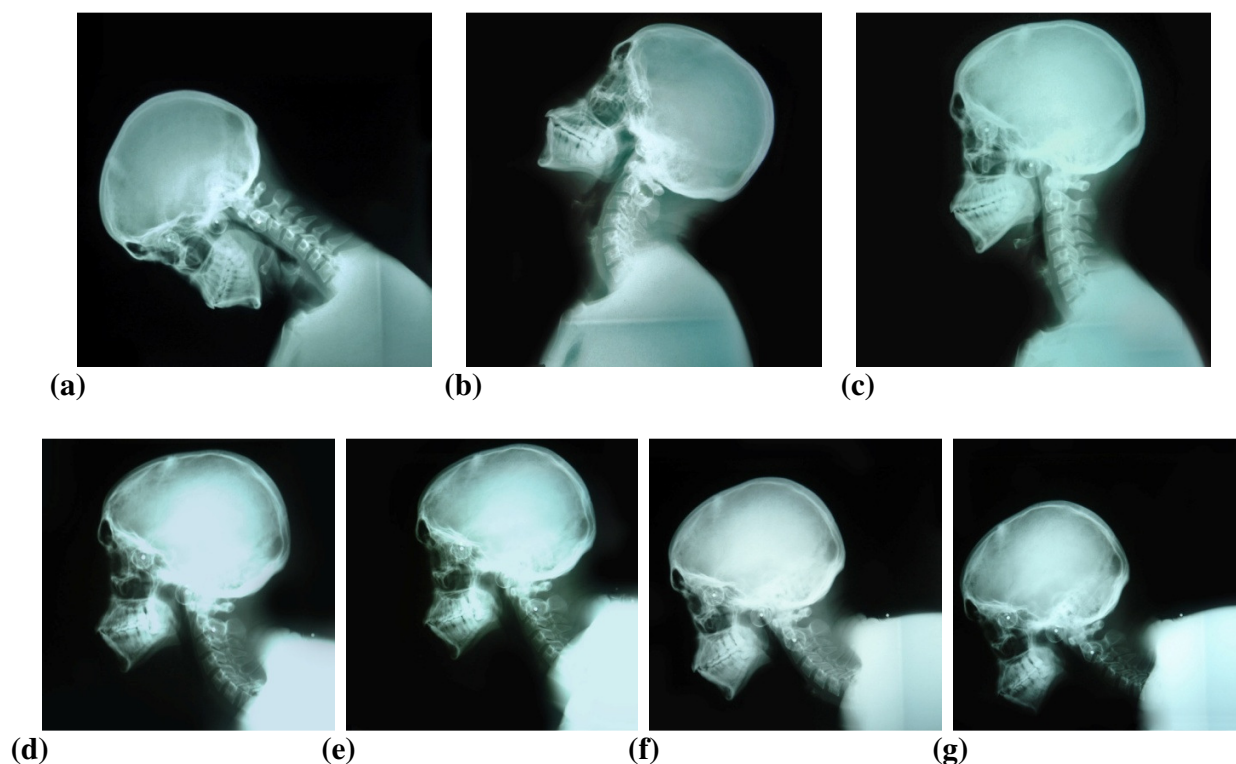


Figura 37: Imagens internas da cabeça e da coluna cervical, adquiridas por meio dos exames radiológicos realizados na etapa II, nas diferentes posturas adotadas: Flexão Cervical Máxima (a), Extensão Cervical Máxima (b), Ereta (c), Descanso (d), Intermediária (e), Ataque (f) e Cotovelos Flexionados (g).

Para possibilitar a posterior descrição dos marcadores em relação ao ambiente de coleta e o cálculo da acurácia do sistema de raios X, foi radiografado um calibrador bidimensional não-linear (SILVEIRA et al., 2005) na mesma posição dos sujeitos avaliados, sem alterar os parâmetros adotados referentes a realização dos exames radiológicos. A figura 38 ilustra um exemplo radiografia do calibrador bidimensional utilizado.

Após a execução de todas as incidências radiológicas (sete posturas e calibrador), as imagens foram convertidas de analógicas para digitais. Este procedimento foi realizado fixando as radiografias em um negatoscópio e fotografando-as usando uma câmera digital Sony Cyber-shot com 6.1 megapixels. A câmera foi fixada a um tripé e posicionada 1 m a frente do negatoscópio, com seu eixo ótico perpendicular a radiografia.

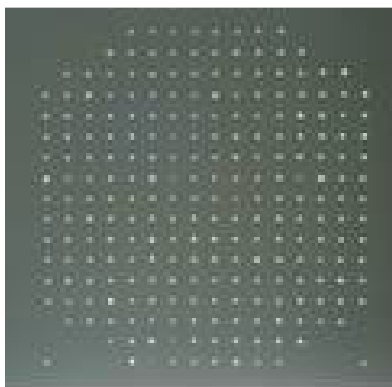


Figura 38: Exemplo de radiografia do calibrador bidimensional não-linear utilizado durante a etapa II.

Os procedimentos referentes ao processamento dos dados, como a digitalização e a calibração das imagens, foram realizadas por meio de rotinas desenvolvidas no *software* Matlab®, sendo utilizada digitalização manual.

5.6.3. Parâmetros Antropométricos

Os parâmetros antropométricos, como massa e centro de massa, são necessários para a aplicação da técnica da dinâmica inversa e podem ser determinados por diferentes métodos. Entre os mais comuns é possível citar as tabelas antropométricas existentes na literatura, a pesagem hidrostática, a tomografia computadorizada, ou ainda a ressonância magnética, por exemplo (SOARES, SCARRONE e LOSS, 2004).

Estes diferentes métodos de obtenção dos parâmetros de massa e centro de massa podem fornecer valores com grande variação em suas magnitudes, entretanto, esta variação da magnitude parece não afetar os resultados de modelos biomecânicos associados a técnica da dinâmica inversa, como o momento muscular resultante e a força articular (LOSS, 2001).

O presente estudo utilizou as tabelas antropométricas propostas por Zatsiorsky (2002) para obtenção dos parâmetros de massa e centro de massa com base nas medidas antropométricas dos sujeitos avaliados. A massa da cabeça e do pescoço foi considerada como 6,94 % da massa corporal total mensurada para cada indivíduo. O centro de massa da cabeça e do pescoço é geralmente representado por um ponto levemente anterior ao *tragus*, sobre o côndilo da mandíbula. Este ponto também pode ser descrito como sendo 50,02 % da distância entre o vértex e o processo espinhoso de C7 (ZATSIORSKY, 2002). Neste estudo, optou-se por representar o centro de massa da cabeça e do

pescoço pelo ponto médio entre os côndilos da mandíbula direito e esquerdo (marcadores CM_D e CM_E).

Outro parâmetro antropométrico utilizado foi o momento de inércia da cabeça e do pescoço. Este parâmetro foi retirado das tabelas antropométricas propostas por Zatsiorsky (2002) e considerado fixo para todos os sujeitos em todas as posturas. A tabela 4 apresenta as componentes (x, y, z) do momento de inércia da cabeça e do pescoço.

Tabela 4: Momento de inércia da cabeça e do pescoço (ZATSIORSKY, 2002).

	I_x (kg.cm ²)	I_y (kg.cm ²)	I_z (kg.cm ²)
cabeça e pescoço	272,1	293,9	202,4

I_x : momento de inércia em torno do eixo ântero-posterior da cabeça e do pescoço; I_y : momento de inércia em torno do eixo longitudinal da cabeça e do pescoço; I_z : momento de inércia em torno do eixo médio-lateral da cabeça e do pescoço.

5.7. Sistemas de Coordenadas Global e Local

Para a descrição espacial foram utilizados dois tipos de sistemas de coordenadas, o sistema de coordenadas global (SCG) e o sistema de coordenadas local (SCL). O SCG é o sistema de referência do ambiente em que foi realizada a coleta de dados, sendo a localização dos marcadores anatômicos utilizados durante a coleta descrita em relação a este sistema (WINTER, 2005).

O SCL é o sistema de referência associado a cada segmento da coluna vertebral. Por meio do SCL foi possível estabelecer uma relação entre o deslocamento do segmento da coluna cervical superior em relação ao segmento da coluna cervical inferior, bem como o deslocamento do segmento da coluna cervical inferior em relação ao segmento da coluna torácica. Assim, os resultados de força e momento foram expressos em relação ao segmento analisado, conferindo aos dados um sentido anatômico (FELTNER e TAYLOR, 1997).

Em adição, a descrição espacial dos segmentos coluna cervical superior e coluna cervical inferior (representados como segmentos rígidos) foi realizada pela descrição de seu SCL, sendo a translação descrita pelo vetor posição da origem do SCL em relação ao SCG e a rotação descrita por meio de uma matriz de rotação, relativa a orientação assumida pelo SCL em relação ao SCG. Essas rotações foram descritas pelos ângulos de Euler (PASCOAL, 2001).

Neste estudo foram utilizados diferentes sistemas de coordenadas para os dados obtidos nas etapas I e II. Para os dados obtidos na etapa I foram usados sistemas de coordenadas tridimensionais e para os dados obtidos na etapa II foram utilizados sistemas de coordenadas bidimensionais.

É interessante salientar que os dados obtidos na etapa II foram utilizados para o cálculo do centro de rotação dos segmentos da coluna cervical e os dados obtidos na etapa I, tendo o centro de rotação calculado como parâmetro de entrada, foram utilizados para o cálculo das forças internas atuantes na coluna cervical. A definição dos sistemas de coordenadas utilizados está descrita a seguir. Devido a sua menor complexidade, optou-se por descrever inicialmente os sistemas de coordenadas bidimensionais.

5.7.1. Definição dos Sistemas de Coordenadas Bidimensionais

Para possibilitar o cálculo do centro de rotação dos segmentos coluna cervical superior e inferior, a partir das variáveis obtidas na etapa II, foram definidos sistemas de coordenadas bidimensionais.

Inicialmente, foi definido o SCG. Este sistema referencial foi estabelecido utilizando um calibrador bidimensional não-linear (figura 38) (SILVEIRA et al., 2005). Este calibrador é constituído por uma chapa de acrílico de 900 cm^2 (30 x 30 cm) e 10 mm de espessura, contendo 242 esferas de chumbo (1 mm de diâmetro cada), com espaçamento vertical e horizontal de 10 mm entre linhas e colunas (SILVEIRA et al., 2005). Assim, cada ponto do calibrador possui coordenadas conhecidas.

Foram selecionados e digitalizados manualmente 26 pontos espalhados por toda a área radiografada do calibrador. Desta forma, foi possível construir uma tabela de calibração, estabelecendo uma relação entre as coordenadas de pontos conhecidos do calibrador e as coordenadas correspondentes digitalizadas por meio da radiografia do calibrador. O calibrador foi disposto no ambiente de coleta, de forma que o SCG apresentou o eixo X pósterio-anterior e o eixo Y ínfero-superior, em relação ao corpo dos sujeitos avaliados.

Além do SCG (X,Y), foram definidos quatro SCLs (x,y). Para calcular o centro de rotação com base nas imagens realizadas em flexão e extensão máximas, bem como localizá-lo nas imagens referentes às demais posturas avaliadas, foram confeccionados SCLs para as vértebras C7 e C3. Os SCLs das vértebras C7 e C3 foram definidos usando pontos de referência digitalizados em seus corpos vertebrais. Estes pontos de referência foram os mesmos utilizados para o cálculo dos centros de rotação e estão melhor descritos no item 5.9.

Para possibilitar o uso dos centros de rotação calculados junto aos dados obtidos na etapa I, foram confeccionados SCLs para os segmentos coluna cervical superior e inferior. Este

procedimento foi possível porque os SCLs bidimensionais e tridimensionais, dos segmentos coluna cervical superior e inferior, foram confeccionados de maneira similar e seus eixos coordenados x e y possuem a mesma orientação. A definição de todos os SCLs bidimensionais está disposta a seguir. A figura 39 ilustra a definição dos SCLs utilizados para as vértebras C7 e C3, enquanto as figuras 40 e 41 ilustram a definição dos SCLs dos segmentos coluna cervical superior e inferior, respectivamente.

SCL da vértebra C7 e SCL da vértebra C3

O_{i_v} : origem do SCL, coincidente com o ponto de referência (“corner”) ântero-inferior do corpo vertebral i .

y_{i_v} : linha que conecta os pontos de referência (“corners”) ântero-inferior e ântero-superior do corpo vertebral i , direcionada superiormente.

x_{i_v} : linha perpendicular ao eixo y_{i_v} , direcionada posteriormente.

Em que:

i_v (subscrito) = vértebras de interesse (C7 e C3).

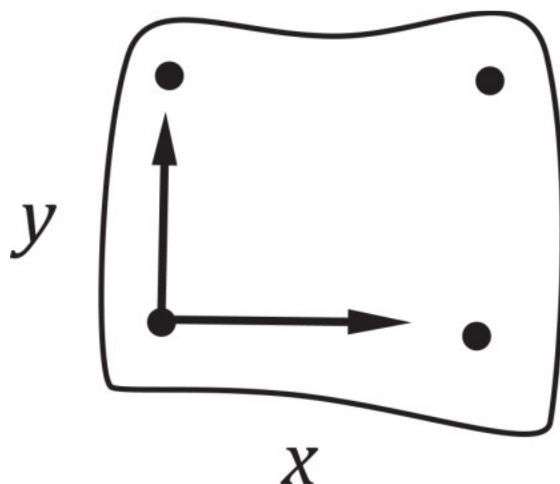


Figura 39: Sistema de Coordenadas Local (bidimensional) utilizados para as vértebras C7 e C3 (anterior a esquerda).

A equação utilizada para definir os SCLs das vértebras C7 e C3 foi:

$$j_{i_v} = \frac{AS_{i_v} - AI_{i_v}}{|AS_{i_v} - AI_{i_v}|} \quad (\text{equação 1})$$

Em que:

i_v (subscrito) = vértebras de interesse (C7 e C3).

j_{i_v} = vetor unitário do SCL.

AS = ponto de referência (“corner”) ântero-superior do corpo vertebral i_v .

AI = ponto de referência (“corner”) ântero-inferior do corpo vertebral i_v .

SCL do Segmento Coluna Cervical Superior

O : origem do SCL, coincidente com o ponto CM_E .

x : linha que conecta os pontos CM_E e PO_{CC} , direcionada posteriormente.

y : linha perpendicular ao eixo x , direcionada superiormente.

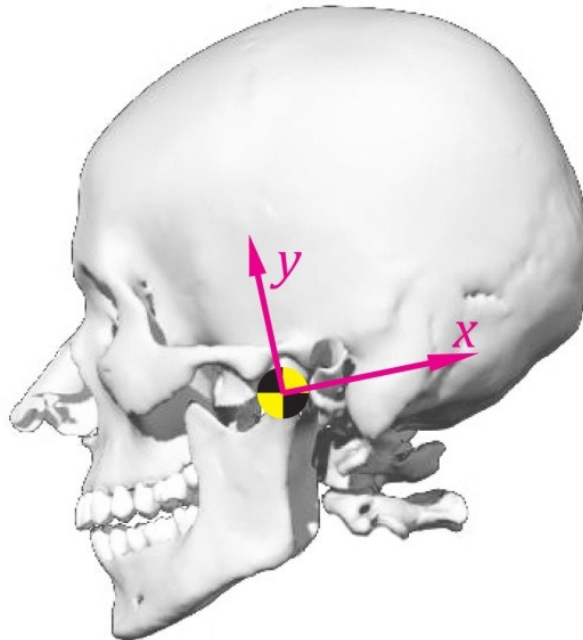


Figura 40: Sistema de Coordenadas Local (bidimensional) do Segmento Coluna Cervical Superior.

A equação utilizada para definir o SCL do segmento coluna cervical superior foi:

$$i_S^{2D} = \frac{PO_{CC} - CM_E}{|PO_{CC} - CM_E|} \quad (\text{equação 2})$$

Em que:

i_S^{2D} = vetor unitário do SCL do segmento coluna cervical superior.

SCL do Segmento Coluna Cervical Inferior

O : origem do SCL, coincidente com o ponto PC7.

x : linha que conecta os pontos IS e PC7, direcionada posteriormente.

y : linha perpendicular ao eixo x , direcionada superiormente.

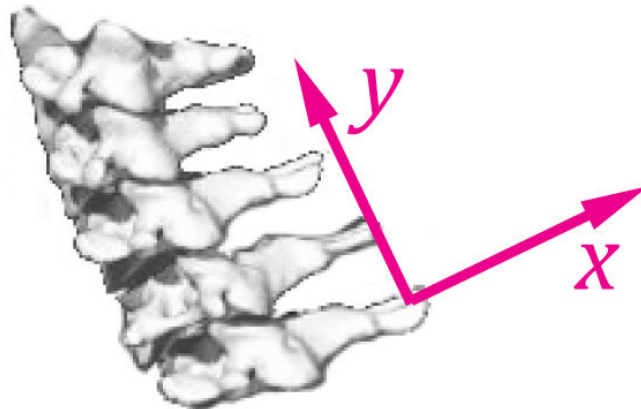


Figura 41: Sistema de Coordenadas Local (bidimensional) do Segmento Coluna Cervical Inferior.

A equação utilizada para definir o SCL do segmento coluna cervical inferior foi:

$$i_I^{2D} = \frac{PC7-IS}{|PC7-IS|} \quad (\text{equação 3})$$

Em que:

i_I^{2D} = vetor unitário do SCL do segmento coluna cervical inferior.

5.7.2. Definição dos Sistemas de Coordenadas Tridimensionais

Para possibilitar o cálculo das forças internas atuantes nos segmentos da coluna cervical superior e inferior, a partir dos dados obtidos na etapa I, foram definidos sistemas de coordenadas tridimensionais.

Inicialmente foi definido o SCG. Este sistema referencial foi estabelecido utilizando um calibrador tridimensional da marca Peak Performance®, modelo 5.3 (figura 36). A tabela de calibração é fornecida pelo fabricante, onde constam as coordenadas (X, Y, Z) de cada ponto do calibrador com resolução de 0,1 mm. O calibrador foi disposto no ambiente de coleta, de forma que o SCG apresentou o eixo X pósterio-anterior, o eixo Y ínfero-superior e o eixo Z médio-lateral em relação ao corpo dos sujeitos avaliados.

O SCL (x, y, z) de cada segmento da coluna cervical e da coluna torácica foi construído em relação ao SCG (X, Y, Z). A definição do SCL de cada segmento está disposta a seguir. As figuras 42, 43 e 44 ilustram a definição do SCL do segmento coluna cervical superior, coluna cervical inferior e coluna torácica, respectivamente.

SCL do Segmento Coluna Cervical Superior

O: origem do SCL, coincidente com o ponto médio entre CM_D e CM_E .

x: linha que conecta o ponto médio entre CM_D e CM_E e o ponto PO_{CC} , direcionada posteriormente.

y: linha perpendicular ao plano formado pelo ponto médio entre CM_D e CM_E e o ponto PO_{CC} , direcionada superiormente.

z: linha perpendicular aos eixos *x* e *y*, direcionada para a esquerda.

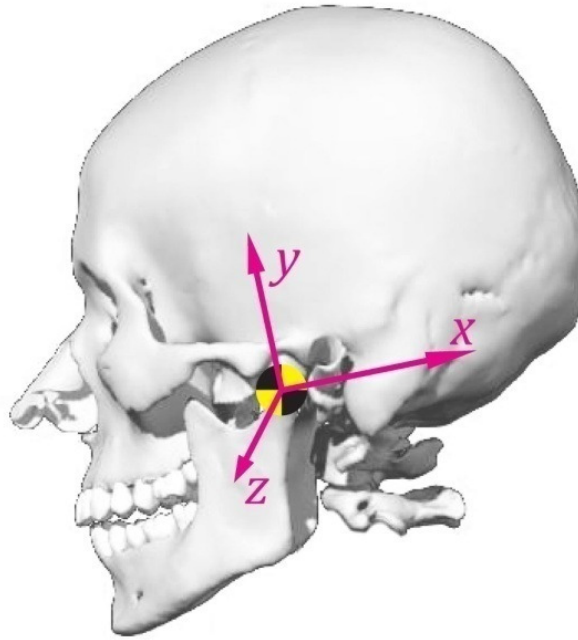


Figura 42: Sistema de Coordenadas Local (tridimensional) do Segmento Coluna Cervical Superior.

As equações utilizadas para definir o SCL do segmento coluna cervical superior foram:

$$CM = \frac{(CM_D + CM_E)}{2} \quad (\text{equação 4})$$

$$i_S^{3D} = \frac{PO_{CC} - CM}{|PO_{CC} - CM|} \quad (\text{equação 5})$$

$$VA_1 = \frac{PO_{CC} - CM_D}{|PO_{CC} - CM_D|} \quad (\text{equação 6})$$

$$VA_2 = \frac{PO_{CC} - CM_E}{|PO_{CC} - CM_E|} \quad (\text{equação 7})$$

$$j_S^{3D} = \left(\frac{VA_1}{|VA_1|} \right) \times \left(\frac{VA_2}{|VA_2|} \right) \quad (\text{equação 8})$$

$$k_S^{3D} = i_S^{3D} \times j_S^{3D} \quad (\text{equação 9})$$

Em que:

CM = ponto médio entre CM_D e CM_E .

$i_S^{3D}, j_S^{3D}, k_S^{3D}$ = vetores unitários do SCL do segmento coluna cervical superior.

VA₁ = vetor auxiliar 1.

VA₂ = vetor auxiliar 2.

SCL do Segmento Coluna Cervical Inferior

O : origem do SCL, coincidente com o ponto PC7.

x : linha que conecta os pontos IS e PC7, direcionada posteriormente.

z : linha perpendicular ao plano formado pelos pontos IS, PL e PC7, direcionada para a esquerda.

y : linha perpendicular aos eixos z e x , direcionada superiormente.

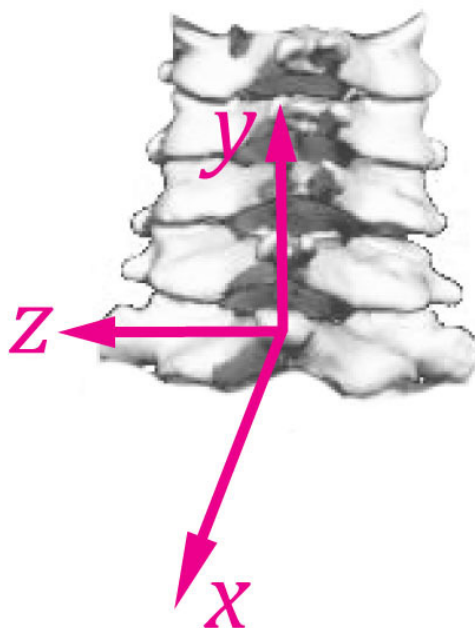


Figura 43: Sistema de Coordenadas Local (tridimensional) do Segmento Coluna Cervical Inferior.

As equações utilizadas para definir o SCL do segmento coluna cervical inferior foram:

$$i_I^{3D} = \frac{PC7-IS}{|PC7-IS|} \quad (\text{equação 10})$$

$$VA_3 = \frac{PC7-PL}{|PC7-PL|} \quad (\text{equação 11})$$

$$k_I^{3D} = \left(\frac{i_I^{3D}}{|i_I^{3D}|} \right) \times \left(\frac{VA_3}{|VA_3|} \right) \quad (\text{equação 12})$$

$$j_I^{3D} = k_I^{3D} \times i_I^{3D} \quad (\text{equação 13})$$

Em que:

$i_I^{3D}, j_I^{3D}, k_I^{3D}$ = vetores unitários do SCL do segmento coluna cervical inferior.

VA_3 = vetor auxiliar 3.

SCL da Coluna Torácica

O : origem do SCL, coincidente com o ponto PT1.

y : linha que conecta os pontos PT4 e PT1, direcionada superiormente.

z : linha perpendicular ao plano formado pelos pontos IS, PT4 e PT1, direcionada para a esquerda.

x : linha perpendicular aos eixos y e z , direcionada posteriormente.

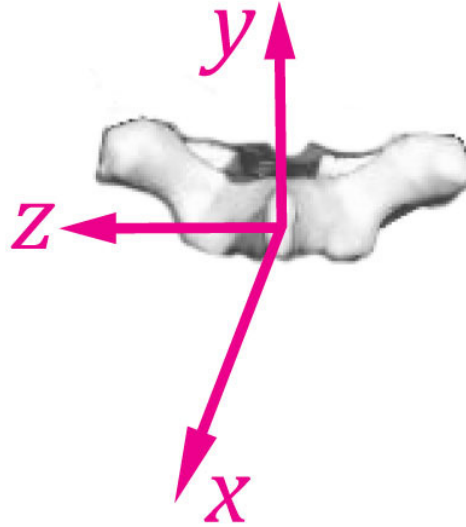


Figura 44: Vértebra T1 e Sistema de Coordenadas Local (tridimensional) da Coluna Torácica.

As equações utilizadas para definir o SCL da coluna torácica foram:

$$j_T^{3D} = \frac{PT1-PT4}{|PT1-PT4|} \quad (\text{equação 14})$$

$$VA_4 = \frac{IS-PT4}{|IS-PT4|} \quad (\text{equação 15})$$

$$k_T^{3D} = \left(\frac{VA_4}{|VA_4|} \right) \times \left(\frac{j_T^{3D}}{|j_T^{3D}|} \right) \quad (\text{equação 16})$$

$$i_T^{3D} = j_T^{3D} \times k_T^{3D} \quad (\text{equação 17})$$

Em que:

$i_T^{3D}, j_T^{3D}, k_T^{3D}$ = vetores unitários do SCL.

VA_4 = vetor auxiliar 4.

É interessante salientar que a coluna torácica não representa uma região da coluna vertebral onde foram investigados os esforços mecânicos. Sua utilização se deu somente para evidenciar os deslocamentos sofridos pelo segmento coluna cervical inferior, pois a orientação dos segmentos neste estudo foi sempre definida por meio da rotação do SCL superior em relação ao SCL inferior.

5.8. Posição e Orientação dos Segmentos

O modelo biomecânico proposto considera os segmentos corporais como corpos rígidos conectados por articulações, o que possibilita a descrição da posição e orientação espacial dos segmentos corporais.

Em uma análise bidimensional, um segmento rígido apresenta três graus de liberdade, sendo necessário para descrever sua posição e orientação espacial três diferentes coordenadas. Essas três coordenadas são duas coordenadas cartesianas e um ângulo de rotação. Já em uma análise tridimensional, um segmento rígido apresenta seis graus de liberdade, sendo necessário para descrever sua posição e orientação espacial seis diferentes coordenadas. Dessas seis coordenadas, três são coordenadas cartesianas e três são ângulos de rotação (ZATSIORSKY, 1998; VAUGHAN, DAVIS e O'CONNOR, 1999).

A posição dos segmentos corporais foi descrita pelo vetor posição $[L]$, que retrata a localização da origem de cada SCL em relação ao SCG (ZATSIORSKY, 1998). Os componentes L_X e L_Y (para os sistemas de coordenadas bidimensionais) e L_X , L_Y e L_Z (para os sistemas de coordenadas tridimensionais) do vetor $[L]$ definem a translação da origem do SCG para o SCL.

Foi necessária também a confecção de dois vetores posição bidimensionais, que retratassem a localização da origem dos SCLs das vértebras C3 e C7, em relação aos SCLs dos segmentos coluna cervical superior e inferior, respectivamente. As equações 18, 19 e 20 demonstram a definição dos vetores posição utilizados.

$$[L_i]^{2D} = \begin{bmatrix} L_X \\ L_Y \end{bmatrix} \quad (\text{equação 18})$$

$$[L_{i_v}]^{2D} = \begin{bmatrix} L_x \\ L_y \end{bmatrix} \quad (\text{equação 19})$$

$$[L_i]^{3D} = \begin{bmatrix} L_X \\ L_Y \\ L_Z \end{bmatrix} \quad (\text{equação 20})$$

Em que:

$[L]^{2D}$ = vetor posição bidimensional.

$[L]^{3D}$ = vetor posição tridimensional.

X, Y, Z (subscrito) = componentes do vetor posição da origem do SCL em relação ao SCG.

x, y (subscrito) = componentes do vetor posição da origem do SCL da vértebra i_v em relação ao SCL do segmento i .

i (subscrito) = segmento de interesse (coluna cervical superior e inferior).

i_v (subscrito) = vértebra de interesse (C7 e C3).

A orientação dos segmentos corporais foi descrita por meio de uma matriz de rotação $[R]$. Essa matriz de rotação $[R]$ é obtida com base no ângulo formado entre os vetores unitários que definem o SCL e os eixos do SCG (ZATSIORSKY, 1998). Foi necessária também a confecção de matrizes de rotação com base no ângulo formado entre os vetores unitários que definem os SCLs das vértebras C3 e C7 e os eixos dos SCLs dos segmentos coluna cervical superior e inferior, respectivamente. As equações 21, 22 e 23 demonstram a definição da matriz $[R]$ para os sistemas de coordenadas utilizados.

$$[R_{i,i_v}]^{2D} = \begin{bmatrix} \text{COS}_{Xx} & \text{SEN}_{Xy} \\ -\text{SEN}_{Yx} & \text{COS}_{Yy} \end{bmatrix} \quad (\text{equação 21})$$

$$[R_{i_v}]^{2D} = \begin{bmatrix} \text{COS}_{xx'} & \text{SEN}_{xy'} \\ -\text{SEN}_{yx'} & \text{COS}_{yy'} \end{bmatrix} \quad (\text{equação 22})$$

$$[R_i]^{3D} = \begin{bmatrix} \text{COS}_{Xx} & \text{COS}_{Xy} & \text{COS}_{Xz} \\ \text{COS}_{Yx} & \text{COS}_{Yy} & \text{COS}_{Yz} \\ \text{COS}_{Zx} & \text{COS}_{Zy} & \text{COS}_{Zz} \end{bmatrix} \quad (\text{equação 23})$$

Em que:

$[R]^{2D}$ = matriz de rotação bidimensional.

$[R]^{3D}$ = matriz de rotação tridimensional.

X, Y, Z (subscrito) = eixos do SCG.

x, y, z (subscrito) = eixos do SCL.

x', y' (subscrito) = eixos do SCL das vértebras de interesse (C7 e C3).

COS = cosseno do ângulo formado entre os vetores que descrevem os eixos dos dois sistemas de coordenadas.

SEN = seno do ângulo formado entre os vetores que descrevem os eixos dos dois sistemas de coordenadas.

i (subscrito) = segmento de interesse (coluna cervical superior e inferior).

i_v (subscrito) = vértebra de interesse (C7 e C3).

Foi utilizada também uma matriz transformação $[T]$ que combina uma sequência de translação e rotação. Essa matriz $[T]$ é composta por uma matriz para translação e uma matriz para rotação. Para possibilitar a realização dos cálculos é necessário adicionar uma linha a matriz $[T]$, tornando-a uma matriz quadrada. A equação 24 demonstra a definição da matriz $[T]$.

$$[T_i]^{3D} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ L_X & \text{COS}_{Xx} & \text{COS}_{Xy} & \text{COS}_{Xz} \\ L_Y & \text{COS}_{Yx} & \text{COS}_{Yy} & \text{COS}_{Yz} \\ L_Z & \text{COS}_{Zx} & \text{COS}_{Zy} & \text{COS}_{Zz} \end{bmatrix} \quad (\text{equação 24})$$

Em que:

$[T]^{3D}$ = matriz transformação.

X, Y, Z (subscrito) = eixos do SCG.

x, y, z (subscrito) = eixos do SCL.

COS = cosseno do ângulo formado entre os vetores que descrevem o SCL e os eixos do SCG.

\dot{i} (subscrito) = segmento de interesse (coluna cervical superior e inferior).

Os movimentos anatômicos, com base nos dados cinemáticos tridimensionais, foram definidos por meio das rotações do SCL utilizando os ângulos de Euler. A sequência de rotações aplicadas ao SCL respeitou as seguintes premissas:

- Estando o SCL inferior e o SCL superior alinhados, a primeira rotação ocorre em torno de um eixo do SCL inferior.
- A segunda rotação ocorre em torno de um dos eixos do SCL superior em movimento.
- A terceira rotação ocorre em torno de um dos eixos rodados do SCL superior em movimento. Quando possível, o último eixo de rotação deve encontrar-se alinhado ao eixo longitudinal do segmento em movimento (WU et al., 2005).

Todos os segmentos realizaram sequências de rotação Y x y, sendo Y referente ao SCL inferior e x e y referentes ao SCL superior. Embora tenham sido utilizadas sequências de rotação idênticas para todos os segmentos, não ocorreram situações de *gimbal lock* (indefinição matemática do valor da rotação em um determinado eixo, conforme ZATSIORSKY, 1998).

O emprego dos métodos descritos anteriormente forneceu a posição e a orientação tridimensional dos segmentos corporais considerados. Com base nestas informações de posição e orientação foram calculadas a velocidade e a aceleração, tanto linear quanto angular.

A velocidade e a aceleração lineares dos segmentos coluna cervical superior e inferior foram realizadas por meio da primeira e segunda derivadas da posição linear, respectivamente. A velocidade angular (ω) foi calculada utilizando a equação de Poisson (ZATSIORSKY, 1998). A velocidade angular em situações tridimensionais depende da taxa de mudança dos cossenos diretores e da orientação do segmento. A taxa de variação dos cossenos diretores foi obtida por meio da derivada da matriz de rotação e a orientação do segmento por meio da transposta da matriz de

rotação. Os valores de aceleração angular (α) foram obtidos por meio da primeira derivada da velocidade angular. A equação 25 ilustra o procedimento de cálculo da velocidade angular.

$$[\omega_i] = [\dot{R}_i]^{3D} [R_i]_T^{3D} \quad (\text{equação 25})$$

Em que:

$[\omega]$ = velocidade angular.

$[\dot{R}]^{3D}$ = derivada da matriz de rotação.

$[R]_T^{3D}$ = transposta da matriz de rotação.

i (subscrito) = segmento de interesse (coluna cervical superior e inferior).

As variáveis cinemáticas velocidade (linear e angular) e aceleração (linear e angular), foram utilizadas como parâmetros de entrada no modelo biomecânico proposto. Outro importante parâmetro de entrada do modelo biomecânico foi a localização dos centros de rotação da coluna cervical. Os centros de rotação foram calculados com base nos dados obtidos na etapa II e seu procedimento de cálculo está descrito a seguir.

5.9. Cálculo do Centro de Rotação dos Segmentos da Coluna Cervical

Neste estudo, foram calculados os centros de rotação para os segmentos coluna cervical superior e segmento coluna cervical inferior, conforme o método proposto por AMEVO, WORTH e BOGDUK (1991) (item 4.4).

Métodos semelhantes aos descritos por AMEVO, WORTH e BOGDUK (1991) foram adotados. As radiografias realizadas durante a etapa II foram convertidas de analógicas para digitais e os procedimentos necessários para localizar os centros de rotação foram realizados por meio de rotinas desenvolvidas no *software* Matlab®.

Inicialmente foram digitalizados quatro pontos de referência (um em cada “*corner*”) nos corpos vertebrais de C7, C6, C3 e C2, nas imagens referentes a flexão cervical máxima e extensão cervical máxima. A figura 45 ilustra os pontos de referência digitalizados nos corpos das vértebras de interesse e suas abreviaturas.

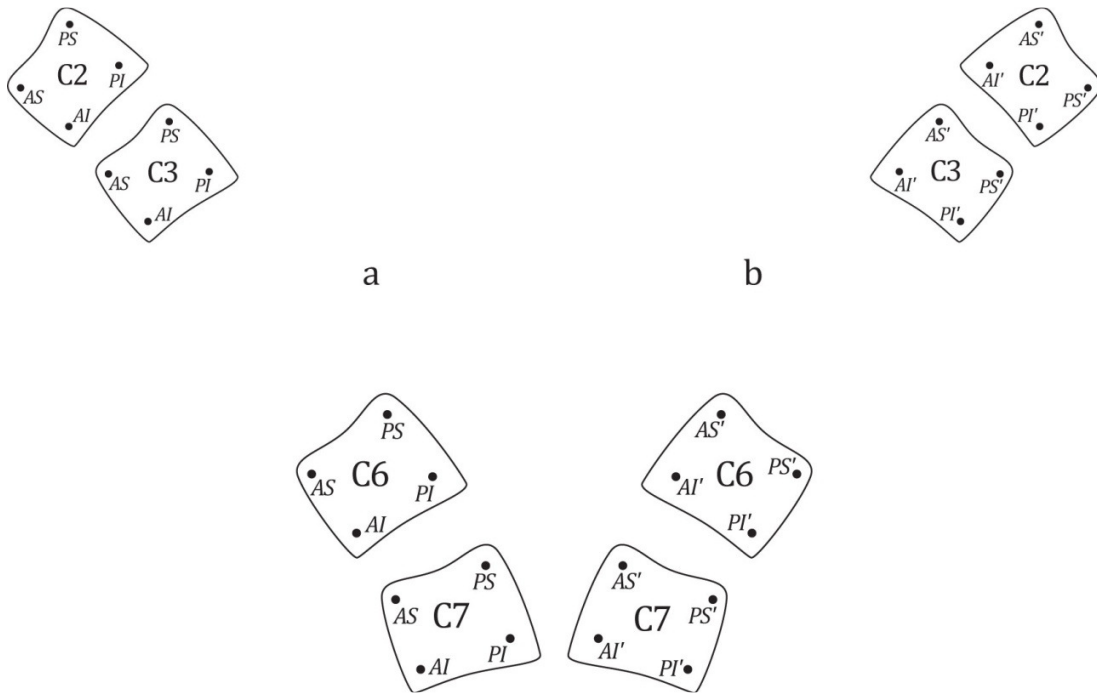


Figura 45: Pontos de referência digitalizados nos corpos das vértebras de interesse. Onde: a= flexão cervical máxima; b= extensão cervical máxima; AI= “corner” ântero-inferior em flexão; AS= “corner” ântero-superior em flexão; PS= “corner” pósterio-superior em flexão; PI= “corner” pósterio-inferior em flexão; AI'= “corner” ântero-inferior em extensão; AS'= “corner” ântero-superior em extensão; PS'= “corner” pósterio-superior em extensão; PI'= “corner” pósterio-inferior em extensão

Em seguida, as coordenadas dos pontos de referência dos corpos vertebrais de C7 e C6 foram expressas em relação ao SCL da vértebra C7, enquanto os pontos de referência dos corpos vertebrais de C3 e C2 foram expressos em relação ao SCL da vértebra C3. A equação 26 demonstra a mudança de base do SCG para O SCL.

$$[PR_{i_v}]^{SCL} = [R_{i_v}]_T^{2D} [PR_{i_v}]^{SCG} \quad (\text{equação 26})$$

Em que:

$[PR]^{SCL}$ = pontos de referência dos corpos vertebrais (x,y) no SCL.

$[PR]^{SCG}$ = pontos de referência dos corpos vertebrais (x,y) no SCG.

$[R]_T^{2D}$ = matriz de rotação transposta.

i_v (subscrito) = vértebra de interesse.

Esta mudança de base do SCG para o SCL permitiu que os pontos de referência das vértebras inferiores dos segmentos motores de interesse (C_{6-7} e C_{2-3}), digitalizados em flexão cervical máxima e extensão cervical máxima fossem sobrepostos, evidenciando assim a mudança de posição das vértebras superiores de cada segmento motor.

Após evidenciar a mudança de posição das vértebras C6 e C2 entre flexão e extensão, foram consideradas quatro retas conectando os mesmos pontos de referência destas duas vértebras, nas duas posições: $\overline{AI AI'}$ (para o ponto ântero-inferior), $\overline{AS AS'}$ (para o ponto ântero-superior), $\overline{PS PS'}$ (para o ponto pósterio-inferior) e $\overline{PI PI'}$ (para o ponto pósterio-inferior). A figura 46 ilustra a definição das retas que conectam os pontos de referência nas duas posições, flexão e extensão.

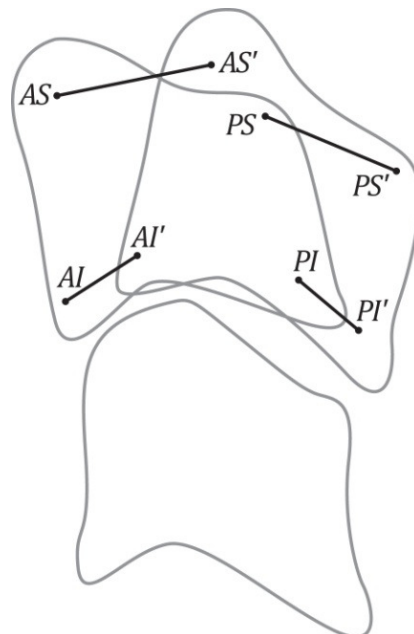


Figura 46: Definição das retas que conectam os pontos de referência nas duas posições, flexão e extensão.

Definidas as retas, foram então calculados seus respectivos pontos médios. A equação 27 apresenta o procedimento de cálculo de cada um dos pontos médios das retas que conectam os pontos de referência nas duas posições, flexão e extensão.

$$PM_{iR} = \left[\left(\frac{x_{i_{vp}} + x'_{i_{vp}}}{2} \right), \left(\frac{y_{i_{vp}} + y'_{i_{vp}}}{2} \right) \right] \quad (\text{equação 27})$$

Em que:

PM = ponto médio.

x = coordenada x do ponto de referência em flexão.

x' = coordenada x do ponto de referência em extensão.

y = coordenada y do ponto de referência em flexão.

y' = coordenada y do ponto de referência em extensão.

\dot{l}_R (subscrito) = cada reta de interesse, que conecta os pontos de referência em flexão e extensão.

\dot{l}_{vp} (subscrito) = cada ponto de referência dos corpos das vértebras de interesse (C7 e C3).

Conhecendo os pontos médios, o próximo passo no processo de cálculo do centro de rotação foi obter as quatro retas perpendiculares às retas que conectam os pontos de referência. A figura 47 ilustra as retas perpendiculares às retas que conectam os pontos de referência nas duas posições, flexão e extensão.

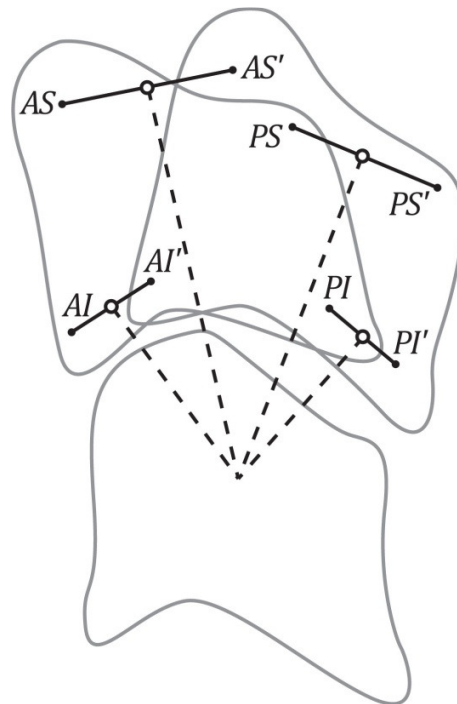


Figura 47: Retas perpendiculares às retas que conectam os pontos de referência nas duas posições, flexão e extensão.

Este procedimento foi realizado a partir do conhecimento do inverso do coeficiente de inclinação de cada reta. O processo de cálculo do inverso do coeficiente de inclinação das retas que conectam os pontos de referência nas duas posições está apresentado na equação 28.

$$CI_{i_R} = \frac{-1}{\left(\frac{y'_{i_{vp}} - y_{i_{vp}}}{x'_{i_{vp}} - x_{i_{vp}}}\right)} \quad (\text{equação 28})$$

Em que:

CI = inverso do coeficiente de inclinação.

y' = coordenada y do ponto de referência em extensão.

y = coordenada y do ponto de referência em flexão.

x' = coordenada x do ponto de referência em extensão.

x = coordenada x do ponto de referência em flexão.

i_R (subscrito) = cada reta de interesse, que conecta os pontos de referência em flexão e extensão.

i_{vp} (subscrito) = cada ponto de referência dos corpos das vértebras de interesse (C7 e C3).

Em seguida, utilizando o inverso do coeficiente de inclinação e as coordenadas (x,y) do ponto médio de cada uma das quatro retas, foi calculado o ponto onde cada reta intercepta o eixo y de seu respectivo SCL. A equação 29 ilustra o procedimento de cálculo do ponto onde a reta intercepta o eixo y do SCL.

$$y_{int_{i_R}} = (y_{i_R} - CI_{i_R})x_{i_R} \quad (\text{equação 29})$$

Em que:

y_{int} = ponto onde a reta intercepta o eixo y do SCL.

y = coordenada y do ponto médio da reta.

CI = inverso do coeficiente de inclinação.

x = coordenada x do ponto médio da reta.

\dot{l}_R (subscrito) = cada reta de interesse, que conecta os pontos de referência em flexão e extensão.

Finalmente, de posse do CI e do y_{int} , foi possível construir e solucionar um sistema de equações baseado na equação reduzida da reta, obtendo assim as coordenadas (x,y) do ponto de intersecção das retas perpendiculares, definido como centro de rotação. Visto que as quatro retas perpendiculares não necessariamente devem se cruzar no mesmo local no espaço, para reduzir o número de equações utilizadas, as retas perpendiculares a $\overline{ASAS'}$ e a $\overline{PSPS'}$ foram escolhidas arbitrariamente para definir as coordenadas do centro de rotação, conforme ilustra a figura 48.

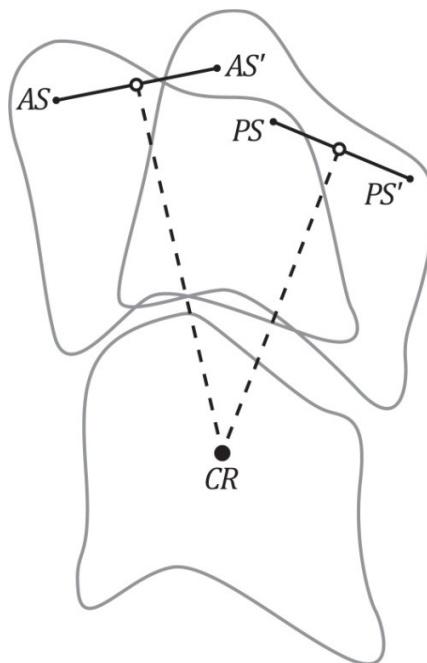


Figura 48: Definição do centro de rotação (CR) a partir das retas perpendiculares a $\overline{ASAS'}$ e a $\overline{PSPS'}$.

A equação 30 apresenta o sistema construído a partir da equação reduzida da reta, para obter o ponto de intersecção definido como o centro de rotação.

$$\begin{cases} y = CI_1x + y_{int_1} \\ y = CI_2x + y_{int_2} \end{cases} \quad (\text{equação 30})$$

Em que:

y = coordenada y do ponto de intersecção, definido como centro de rotação.

x = coordenada x do ponto de intersecção, definido como centro de rotação.

CI = inverso do coeficiente de inclinação.

y_{int} = ponto onde a reta intercepta o eixo y do SCL.

1 (subscrito) = reta $\overline{ASAS'}$ da vértebra de interesse.

2 (subscrito) = reta $\overline{PSPS'}$ da vértebra de interesse.

Conhecendo a posição dos centros de rotação em relação aos SCLs das vértebras C3 e C7, foi possível localizá-los nas imagens referentes as posturas analisadas neste estudo. Para isso, foram digitalizados nas imagens referentes às posturas Ereta, Descanso, Intermediária, Ataque e Cotovelos Flexionados, os pontos de referência dos corpos vertebrais de C7 e C3, além do centro das esferas de chumbo presentes no interior dos marcadores anatômicos (tabela 3).

Em seguida, as coordenadas dos pontos digitalizados foram expressas em relação aos SCLs das vértebras C7 e C3 (equação 26). Após adotado este SCL, as coordenadas dos centros de rotação foram inseridas. Desta forma, os centros de rotação possuíram sempre a mesma posição em relação aos corpos vertebrais, mesmo que as vértebras pudessem se encontrar em posições distintas nas diferentes posturas avaliadas.

Os próximos passos foram o estabelecimento dos SCLs dos segmentos da coluna cervical e a mudança de base dos dados, contendo também as coordenadas dos centros de rotação, dos SCLs das vértebras C3 e C7, para os SCLs dos segmentos coluna cervical superior e inferior, respectivamente. A equação 31 demonstra o estabelecimento dos SCLs dos segmentos da coluna cervical, enquanto a equação 32 ilustra a mudança de base dos SCLs das vértebras C3 e C7, para os SCLs dos segmentos coluna cervical superior e inferior.

$$[P]^{SCLi} = [R_i]_T^{2D} [P]^{SCG} \quad (\text{equação 31})$$

$$[P]^{SCL_i} = [R_{i_v}]_T^{2D} [P]^{SCL_{i_v}} \quad (\text{equação 32})$$

Em que:

$[P]^{SCG}$ = coordenadas dos pontos (x,y) no SCG.

$[P]^{SCL}$ = coordenadas dos pontos (x,y) no SCL.

$[R]_T^{2D}$ = matriz de rotação transposta.

i (subscrito) = segmento de interesse.

i_v (subscrito) = vértebra de interesse.

O último procedimento descrito foi realizado para permitir que os centros de rotação calculados a partir dos dados adquiridos na etapa II, fossem inseridos junto aos dados adquiridos na etapa I, por meio das relações estabelecidas entre os SCLs bidimensionais e tridimensionais dos segmentos da coluna cervical. Isto foi possível porque os SCLs bidimensionais e tridimensionais dos segmentos da coluna cervical foram confeccionados com base nos mesmos marcadores anatômicos e seus eixos x e y possuem a mesma orientação.

As matrizes contendo as coordenadas bidimensionais (x,y) dos centros de rotação, em relação aos SCLs dos segmentos da coluna cervical, receberam o acréscimo de coordenadas (z), iguais a zero (origem do SCL). Dessa forma, inseridos junto aos dados tridimensionais, os centros de rotação mantiveram sua posição em relação aos eixos ântero-posterior (x) e ínfero-superior (y) e foram considerados no centro do segmento em relação ao eixo médio-lateral (z). É interessante salientar que após os procedimentos de calibração, os dados obtidos nas etapas I e II já se encontravam expressos no sistema métrico.

5.10. Estrutura do Modelo Biomecânico Tridimensional

O cálculo das forças internas atuantes na coluna cervical durante o ciclismo foi realizado por meio do desenvolvimento e da aplicação de um modelo biomecânico tridimensional. Este modelo foi baseado na associação das técnicas de modelamento de segmentos articulados

(ZATSIORSKY, 2002; WINTER, 2005) e de distribuição de forças baseada em procedimentos de otimização (CHAFFIN, ANDERSSON e MARTIN, 2001).

A técnica de modelamento de segmentos articulados utiliza como parâmetros de entrada variáveis cinemáticas (velocidade e aceleração, tanto lineares quanto angulares), variáveis antropométricas (parâmetros de massa, centro de massa e momento de inércia) e dados de posição referentes a localização dos centros de rotação calculados para os segmentos da coluna cervical. Esta técnica obtém como resultado a força e o momento de reação proximais atuantes nos segmentos da coluna cervical superior e inferior.

A força de reação resultante proximal (FR_P) representa o resultado da ação das forças musculares e articulares sobre a articulação. A FR_P é estimada pela resolução das equações de Newton-Euler, sendo a incógnita da equação de movimento linear (equação 33). O momento de reação resultante proximal (M_P) é o momento total produzido em uma articulação e representa a soma dos momentos das estruturas ativas (músculos) e passivas (ligamentos, fâscias e cartilagens articulares). O M_P é estimado pela resolução das equações de Newton-Euler, sendo a incógnita da equação de movimento angular (equação 34) (ZATSIORSKY, 2002; WINTER, 2005).

A técnica de distribuição de forças utiliza como parâmetros de entrada a FR_P e o M_P obtidos pela técnica de segmentos articulados, além de informações referentes a orientação e ao ponto de aplicação dos vetores de força muscular e a área de seção transversa fisiológica dos músculos considerados. Esta técnica fornece valores de força muscular e força articular atuantes nos segmentos da coluna cervical. A figura 49 ilustra a sequência de etapas do procedimento de cálculo da força muscular e da força articular.

O modelo biomecânico tridimensional proposto foi estruturado como um conjunto de dois segmentos rígidos conectados por articulações (segmento coluna cervical superior e segmento coluna cervical inferior).

O segmento coluna cervical superior compreende a cabeça e as vértebras C1 e C2. Seu centro de rotação está localizado junto ao corpo vertebral de C3. A força peso (P) da cabeça e do pescoço atua sobre o segmento coluna cervical superior e é representada por um vetor com sentido vertical, direcionado inferiormente e com origem no centro de massa da cabeça e do pescoço. O centro de massa da cabeça e do pescoço foi representado pelo ponto médio (CM) entre os pontos CM_D e CM_E . A força muscular exercida pelos extensores cervicais, no segmento cervical superior é representada pelos vetores FM_1 e FM_2 .

A FM_1 é composta por vetores bilaterais com origem no ponto médio entre a protuberância occipital externa e o processo mastóideo, com sentido e direção ao processo espinhoso de C3. Esta força é dividida em FM_{1D} (lado direito) e FM_{1E} (lado esquerdo) e compreende a ação dos músculos *rectus capitis posterior major*, *rectus capitis posterior minor*, *obliquus capitis superior* e *obliquus capitis inferior*.

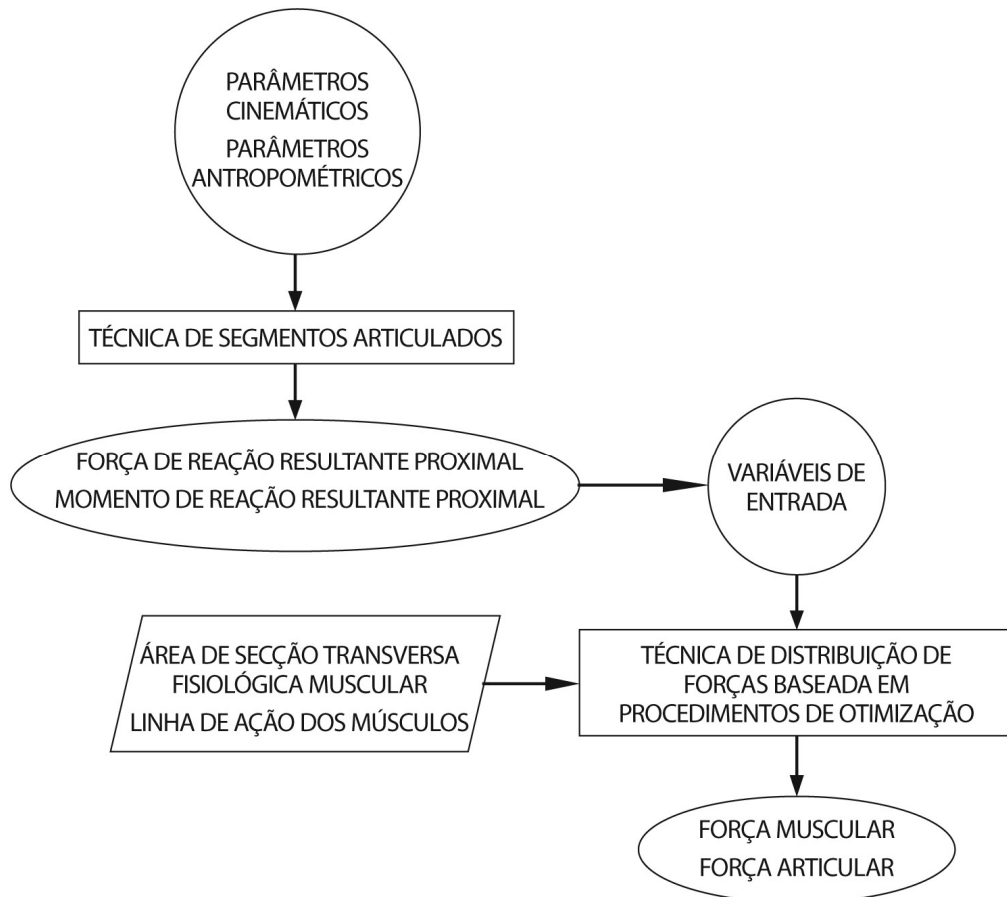


Figura 49: Sequência de etapas do procedimento de cálculo da força muscular e da força articular.

O vetor FM_2 apresenta origem na protuberância occipital externa, com sentido e direção ao processo espinhoso de C7. A FM_2 compreende a ação dos músculos *semispinalis capitis* e *splenius capitis*.

Já o segmento coluna cervical inferior, compreende as vértebras C3, C4, C5, C6 e C7. Seu centro de rotação está localizado junto ao corpo vertebral de C7. A força muscular exercida pelos extensores cervicais, no segmento cervical inferior é representada pelos vetores FM_3 e FM_4 .

O vetor FM_3 possui origem no processo espinhoso de C3, com sentido e direção ao processo espinhoso de T1. A FM_3 compreende a ação do músculo *semispinalis cervicis*. A FM_4 é representada

por um vetor com origem no processo espinhoso de C3, com sentido e direção ao processo espinhoso de T4. A FM_4 compreende a ação do músculo *splenius cervicis*.

A força articular atua tanto na coluna cervical superior, quanto na coluna cervical inferior e foi representada por meio de vetores (um em cada segmento) com sentido e direção ao centro de rotação do segmento analisado.

Em ambos os segmentos, o centro de rotação foi calculado a partir dos dados adquiridos na etapa II, implementando o método proposto por AMEVO, WORTH e BOGDUK (1991). A orientação e o ponto de aplicação dos vetores de força muscular foram adaptados com base no estudo de VASAVADA, LI e DELP (1998). A figura 50 apresenta desenhos esquemáticos ilustrando a técnica de segmentos articulados e a técnica de distribuição de forças baseada em procedimentos de otimização, utilizadas no modelo biomecânico tridimensional da coluna cervical.

Para possibilitar o cálculo da força de reação resultante proximal e do momento de reação resultante proximal, por meio da técnica de segmentos articulados associada a dinâmica inversa, foram assumidos os seguintes aspectos (WINTER, 2005):

- Os segmentos coluna cervical superior e inferior são considerados corpos rígidos interconectados por articulações.
- A massa do segmento é fixa e localizada em um único ponto no seu centro de massa.
- A localização do centro de massa é fixa.
- As articulações são do tipo dobradiça, com seu eixo de rotação fixo.
- O momento de inércia é constante.
- O comprimento do segmento é constante.
- Não são consideradas situações de co-contração.

A importância de considerar os segmentos da coluna cervical como corpos rígidos reside no fato que os corpos rígidos movem-se de acordo com os princípios da mecânica newtoniana. Segundo estes princípios, o movimento de um corpo rígido é regido pelas equações de movimento: de translação do centro de massa, em relação a 2ª Lei de Newton e de rotação, em relação ao princípio de Euler (KINGMA et al., 1996; FATHALLAH, MARRAS e PARNIANPOUR, 1998; CHENG et al., 1998; WINTER, 2005).

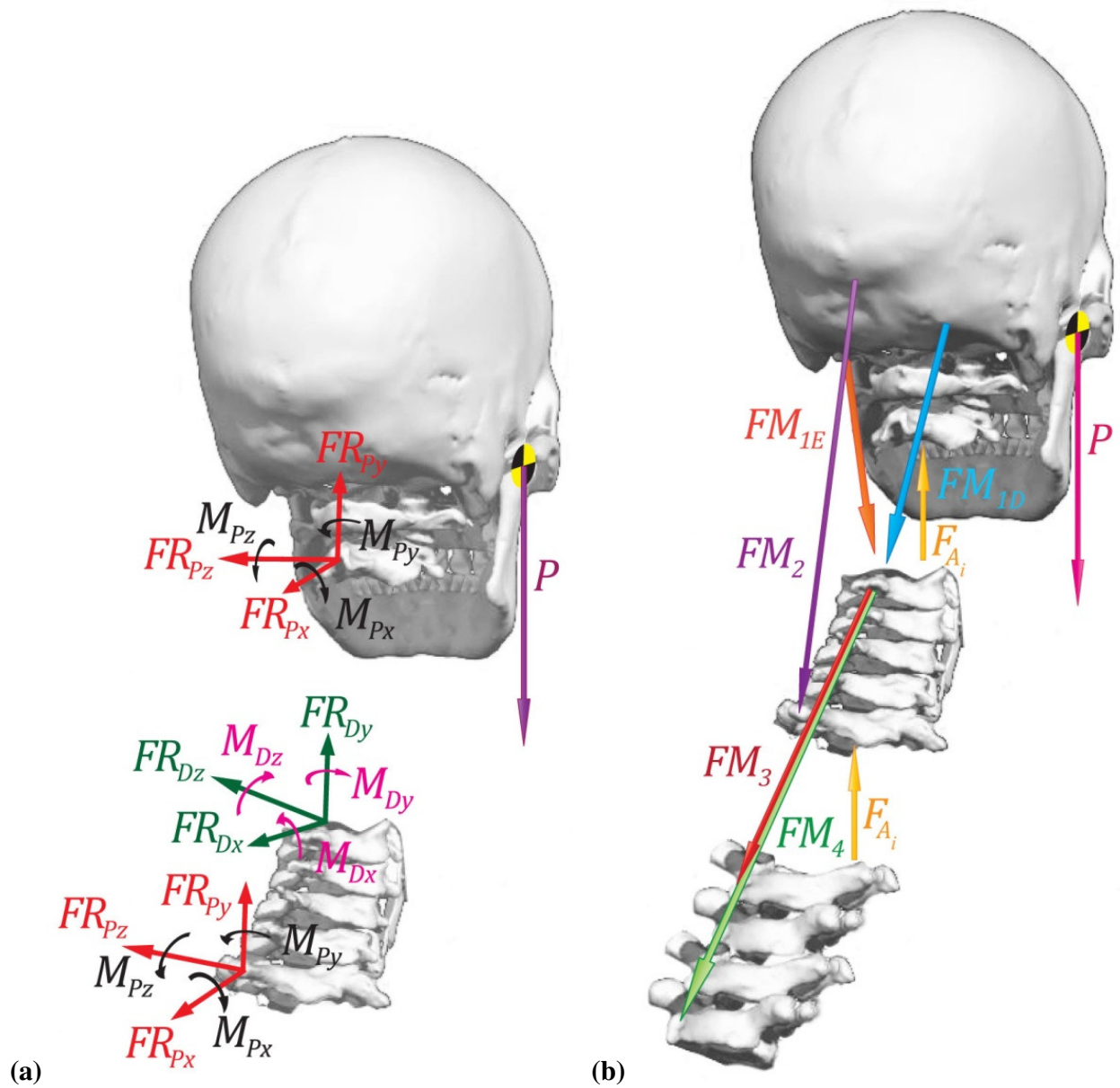


Figura 50: Desenhos esquemáticos ilustrando a técnica de segmentos articulados (a) e a técnica de distribuição de forças baseada em procedimentos de otimização (b), utilizadas no modelo biomecânico tridimensional da coluna cervical.

As equações 33 e 34 apresentam as equações de movimento de translação do centro de massa e de rotação, respectivamente.

$$\sum F_i = m_i a_i \quad (\text{equação 33})$$

$$\sum M_i = I_i \alpha_i \quad (\text{equação 34})$$

Em que:

F = força.

m = massa.

a = aceleração linear.

M = momento.

I = momento de inércia.

α = aceleração angular.

i = segmento de interesse.

Para a utilização da técnica de segmentos articulados, é necessária a identificação das forças externas que atuam em cada segmento e contribuem para gerar as forças e os momentos internos. Neste estudo, estas forças foram classificadas como força de não-contato (força peso do segmento) atuando verticalmente no centro de massa do segmento, oriunda da ação da gravidade e forças de contato que atuam na extremidade do segmento, oriunda do segmento adjacente (força de reação intersegmentar). Essas forças de reação intersegmentares incluem os efeitos compressivos e de cisalhamento nas cartilagens e estruturas ósseas, geradas pelos músculos e ligamentos (LOSS et al., 2002 a).

Após a identificação das forças e dos momentos atuantes, as equações de movimento podem ser reescritas para cada segmento, fornecendo as forças e os momentos que atuam em cada eixo coordenado. As equações 35, 36 e 37 apresentam a equação de translação do centro de massa reescrita, para cada eixo coordenado.

$$FR_{PX} + FR_{DX} = ma_X \quad (\text{equação 35})$$

$$FR_{PY} + FR_{DY} + P = ma_Y \quad (\text{equação 36})$$

$$FR_{PZ} + FR_{DZ} = ma_Z \quad (\text{equação 37})$$

Em que:

FR_P = força de reação resultante proximal.

FR_D = força de reação resultante distal.

P = força peso do segmento.

m = massa do segmento.

a = aceleração linear do segmento.

X, Y, Z (subscrito) = eixos coordenados.

Nas equações 35, 36 e 37, conhecendo-se a massa (m), a aceleração linear (a), a força peso (P) e a força de reação resultante distal (FR_D), a força de reação resultante proximal (FR_P) torna-se a única incógnita e pode ser estimada. Estas equações foram utilizadas nos dois segmentos da coluna cervical, respeitando a ordem de superior para inferior.

Foi obtida inicialmente a FR_P do segmento coluna cervical superior e de acordo com a 3ª Lei de Newton (princípio da ação e reação), a FR_P do segmento coluna cervical superior é igual em módulo e possui sentido contrário a FR_D do segmento coluna cervical inferior. Com base neste princípio, foi obtida a FR_P do segmento coluna cervical inferior (ZATSIORSKY, 2002).

Nos dois segmentos da coluna cervical, a FR_P foi calculada em relação ao SCG. Entretanto, para permitir que estes resultados de força tenham algum significado anatômico, foram em um segundo período expressas em relação ao SCL (VAUGHAN, DAVIS e O'CONNOR, 1999; ZATSIORSKY, 2002; WINTER, 2005). A equação 38 ilustra a mudança de base da FR_P do SCG para o SCL do segmento de interesse.

$$[FR_P]^{SCL} = [R_i]_T^{3D} [FR_P]^{SCG} \quad (\text{equação 38})$$

Em que:

$[FR_P]^{SCL}$ = força de reação resultante proximal (x,y,z) no SCL.

$[FR_P]^{SCG}$ = força de reação resultante proximal (X,Y,Z) no SCG.

$[R]_T^{3D}$ = matriz de rotação transposta.

i = segmento de interesse.

O procedimento para o cálculo dos momentos de reação resultantes proximais (M_P) seguiu os mesmos princípios utilizados para o cálculo das forças de reação resultantes proximais (FR_P). Após identificar os momentos atuantes, as equações de rotação também foram reescritas, fornecendo os momentos em cada eixo coordenado. As equações 39, 40 e 41 apresentam a equação de rotação reescrita, para cada eixo coordenado.

$$\sum M_x = I_x \alpha_x - (I_y - I_z) \omega_y \omega_z \quad (\text{equação 39})$$

$$\sum M_y = I_y \alpha_y - (I_z - I_x) \omega_z \omega_x \quad (\text{equação 40})$$

$$\sum M_z = I_z \alpha_z - (I_x - I_y) \omega_x \omega_y \quad (\text{equação 41})$$

Em que:

M = momento.

I = momento de inércia.

α = aceleração angular.

ω = velocidade angular.

x, y, z (subscrito) = eixos coordenados.

Nas equações 39, 40 e 41, conhecendo-se o momento de inércia (I), a velocidade angular (ω), a aceleração angular (α) e o momento de reação resultante distal (M_D), o momento de reação resultante proximal (M_P) torna-se a única incógnita e pode ser estimado. Como no processo de cálculo da FR_P , estas equações foram utilizadas nos dois segmentos da coluna cervical, respeitando a ordem de superior para inferior.

A resolução das equações de rotação foi realizada em relação ao SCL, entretanto, foi necessário em uma primeira fase expressar o M_P do segmento coluna cervical superior em relação ao SCG. A equação 42 ilustra a mudança de base do M_P , do SCL para o SCG.

$$[M_P]^{SCG} = [R_i]^{3D} [M_P]^{SCL} \quad (\text{equação 42})$$

Em que:

$[M_P]^{SCL}$ = momento de reação resultante proximal (x,y,z) no SCL.

$[M_P]^{SCG}$ = momento de reação resultante proximal (X,Y,Z) no SCG.

$[R]^{3D}$ = matriz de rotação.

i = segmento de interesse.

Com M_P do segmento coluna cervical superior expresso no SCG, o qual pelo princípio da ação e reação é igual, porém com sentido contrário ao M_D do segmento coluna cervical inferior, foi possível em uma segunda fase expressar o M_D em relação ao SCL do segmento coluna cervical inferior, possibilitando a continuidade dos cálculos e obtenção do M_P do segmento coluna cervical inferior (ZATSIORSKY, 2002). A equação 43 ilustra a mudança de base do M_D , do SCG para o SCL.

$$[M_D]^{SCL} = [R_i]_T [M_D]^{SCG} \quad (\text{equação 43})$$

Em que:

$[M_D]^{SCL}$ = momento de reação resultante distal (x,y,z) no SCL.

$[M_D]^{SCG}$ = momento de reação resultante distal (X,Y,Z) no SCG.

$[R]_T$ = matriz de rotação transposta.

i = segmento de interesse.

O último passo dentro da técnica de segmentos articulados foi a obtenção do momento proximal resultante (M_R). O M_R é a resultante de todos os momentos proximais (M_{Px} , M_{Py} e M_{Pz}) em cada segmento da coluna cervical. A equação 44 apresenta o procedimento de cálculo do M_R de cada segmento da coluna cervical.

$$M_R = \sqrt{\left((M_{Px})^2 + (M_{Py})^2 + (M_{Pz})^2 \right)} \quad (\text{equação 44})$$

Em que:

M_R = momento proximal resultante.

M_P = momento proximal no SCL, obtido para cada segmento da coluna cervical.

x, y, z (subscrito) = eixos coordenados do SCL.

Em situações envolvendo baixas velocidades e amplitudes não extremas, a contribuição das estruturas articulares na produção do M_R pode ser desprezada, resultando em um momento líquido de grupos musculares opostos. Sendo assim, é possível interpretar o M_R como o efeito líquido rotacional da atividade muscular (WINTER, 2005).

De posse do M_R , o próximo objetivo é a obtenção da força muscular resultante nos segmentos da coluna cervical. Classicamente, a força muscular resultante pode ser calculada pela divisão do efeito rotacional da atividade muscular (M_R), pela distância perpendicular da força muscular (d^\perp), como ilustra a equação 45 (LOSS et al., 2006).

$$FM = \frac{M_R}{d^\perp} \quad (\text{equação 45})$$

Em que:

FM = força muscular resultante.

M_R = momento proximal resultante.

d^\perp = distancia perpendicular muscular.

A distância perpendicular muscular é definida como a distância entre a linha de ação do vetor força muscular e uma linha paralela que passa sobre o eixo de rotação articular. A distância perpendicular associada ao respectivo eixo articular pode ser obtida por meio do conhecimento dos locais de inserção dos músculos de interesse (ERDERMIR et al., 2007).

A equação 45 pode ser utilizada em situações onde os músculos de interesse são representados por somente um vetor de força muscular. Entretanto, neste estudo os músculos extensores cervicais estão representados por três vetores no segmento coluna cervical superior (FM_{1D} , FM_{1E} e FM_2) e dois vetores no segmento coluna cervical inferior (FM_3 e FM_4) (figura 50 b). Esta condição traz a necessidade de utilização da técnica de distribuição de forças baseada em métodos de otimização.

Assim como no método clássico descrito anteriormente, inicialmente foi calculada a distância perpendicular para cada um dos vetores de força muscular considerados pelo modelo biomecânico tridimensional da coluna cervical. A distância perpendicular dos vetores FM_{1D} , FM_{1E} e FM_2 foi calculada em relação ao centro de rotação do segmento coluna cervical superior e dos vetores FM_3 e FM_4 em relação ao centro de rotação do segmento coluna cervical inferior. A equação 46 apresenta o procedimento de cálculo da distância perpendicular de cada um dos vetores de força muscular.

$$d^+ FM_j = \sqrt{|\overrightarrow{CR}_i|^2 - \frac{(\overrightarrow{CR}_i \cdot \overrightarrow{LM}_j)^2}{|\overrightarrow{LM}_j|^2}} \quad (\text{equação 46})$$

Em que:

$d^+ FM$ = distância perpendicular da força muscular.

\overrightarrow{CR} = vetor centro de rotação.

\overrightarrow{LM} = vetor da linha de ação muscular.

i = segmento de interesse.

j = vetor de força muscular de interesse.

Como as distâncias perpendiculares calculadas para os vetores FM_{ID} e FM_{IE} foram extremamente similares, foi utilizado o valor referente a média aritmética entre as duas distâncias perpendiculares. Assim, nos cálculos descritos a seguir, a FM_1 foi considerada como uma única variável representando a soma dos esforços de FM_{ID} e FM_{IE} . Este procedimento foi adotado para reduzir o número de equações utilizadas no cálculo das forças musculares atuantes no segmento coluna cervical superior.

Após a obtenção dos valores de distância perpendicular muscular, o próximo passo foi o estabelecimento da contribuição individual dos vetores de força muscular em seus respectivos segmentos da coluna cervical. Este procedimento foi realizado considerando os músculos maximamente ativos.

Foi inicialmente estimada a força máxima que cada vetor de força muscular poderia produzir e em seguida, verificada sua relação com a força muscular máxima produzida em cada segmento da coluna cervical. As equações 47 e 48 apresentam os procedimentos utilizados para calcular a força máxima produzida por cada vetor de força muscular e a força muscular máxima produzida em cada segmento da coluna cervical, respectivamente.

$$FM_j^{max} = PCSA_j \cdot TE \quad (\text{equação 47})$$

$$FM_i^{total} = \sum FM_{ji}^{max} \quad (\text{equação 48})$$

Em que:

FM^{max} = força muscular máxima produzida por cada vetor de força muscular.

$PCSA$ = soma dos valores de área de secção transversa fisiológica dos músculos considerados pelo vetor de força muscular (cm^2).

TE = tensão específica (N/cm^2).

FM^{total} = força muscular máxima produzida em cada segmento da coluna cervical.

i = segmento de interesse.

j = vetor de força muscular de interesse.

Para possibilitar o emprego das equações 47 e 48 foram utilizados valores de área de secção transversa fisiológica provenientes do estudo de KAMIBAYASHI e RICHMOND (1998). A

tensão específica foi considerada 35 N/cm^2 para todos os músculos extensores cervicais, conforme proposto no estudo de VASAVADA, LI e DELP (1998).

De posse da força máxima produzida por cada vetor de força muscular e da força muscular máxima produzida em cada segmento, foi estabelecida a contribuição individual (em valores percentuais) dos vetores de força muscular em seus respectivos segmentos da coluna cervical, por meio da equação 49.

$$C_j = \frac{FM_j^{max}}{FM_i^{total}} \cdot 100 \quad (\text{equação 49})$$

Em que:

C = contribuição de cada vetor de força muscular em seu respectivo segmento da coluna cervical.

FM^{max} = força muscular máxima produzida por cada vetor de força muscular.

FM^{total} = força muscular máxima produzida em cada segmento da coluna cervical.

i = segmento de interesse.

j = vetor de força muscular de interesse.

A tabela 5 ilustra os valores referentes a área de secção transversa fisiológica considerada, força muscular máxima produzida e contribuição individual, para cada vetor de força muscular.

Tabela 5: Valores referentes a área de secção transversa fisiológica, força muscular máxima produzida e contribuição individual, para cada vetor de força muscular, em cada segmento da coluna cervical.

vetor	PCSA (cm^2)	FM ^{max} (N)	C (%)
FM ₁	7,50	262,50	37
FM ₂	12,88	450,80	63
FM ₃	3,60	126,00	56
FM ₄	2,84	99,40	44

vetor: vetores de força muscular (FM₁e FM₂ atuam no segmento superior e FM₃e FM₄ no segmento inferior); **PCSA:** soma da área de secção transversa fisiológica dos músculos considerados em cada vetor (KAMIBAYASHI e RICHMOND, 1998); **FM^{max}:** força máxima produzida pelo vetor de força, calculada multiplicando a PCSA pela tensão específica (35 N/cm^2) (VASAVADA, LI e DELP, 1998); **C:** contribuição individual dos vetores de força muscular no segmento de interesse.

De posse da contribuição individual dos vetores de força muscular, foi confeccionada a equação 50, com as relações estabelecidas entre FM_1 e FM_2 (para o segmento coluna cervical superior) e a equação 51, com as relações entre FM_3 e FM_4 (para o segmento coluna cervical inferior).

$$FM_1 = 0,37 FM_i^{total} \quad (\text{equação 50})$$

$$FM_1 = 0,37 (FM_1 + FM_2) \quad (50.1)$$

$$FM_1 = 0,37FM_1 + 0,37FM_2 \quad (50.2.)$$

$$0,37FM_2 = FM_1 - 0,37FM_1 \quad (50.3.)$$

$$0,37FM_2 = 0,63FM_1 \quad (50.4.)$$

$$FM_2 = \frac{0,63}{0,37} FM_1 \quad (50.5.)$$

$$FM_2 = 1,7FM_1 \quad (50.6.)$$

$$FM_3 = 0,56 FM_i^{total} \quad (\text{equação 51})$$

$$FM_3 = 0,56 (FM_3 + FM_4) \quad (51.1)$$

$$FM_3 = 0,56FM_3 + 0,56FM_4 \quad (51.2.)$$

$$0,56FM_4 = FM_3 - 0,56FM_3 \quad (51.3.)$$

$$0,56FM_4 = 0,44FM_3 \quad (51.4.)$$

$$FM_4 = \frac{0,44}{0,56} FM_3 \quad (51.5.)$$

$$FM_4 = 0,78FM_3 \quad (51.6.)$$

Com base nas equações 50 e 51, e no M_R de cada segmento, foi possível reescrever as equações de rotação (equação 34) e obter os valores referentes a FM_1 e FM_3 , respectivamente. A equação 52 demonstra a equação de rotação reescrita para o segmento coluna cervical superior,

possibilitando o cálculo de FM_1 , enquanto a equação 53 apresenta a equação de rotação reescrita para o segmento coluna cervical inferior, para possibilitar o cálculo de FM_3 .

$$FM_1 \cdot d^{\perp}FM_1 + 1,7FM_1 \cdot d^{\perp}FM_2 = M_R \quad (\text{equação 52})$$

$$FM_1(d^{\perp}FM_1 + 1,7d^{\perp}FM_2) = M_R \quad (52.1.)$$

$$FM_1 = \frac{M_R}{(d^{\perp}FM_1 + 1,7d^{\perp}FM_2)} \quad (52.2.)$$

Em que:

FM_1 = força muscular 1.

$d^{\perp}FM_1$ = distância perpendicular da força muscular 1.

$d^{\perp}FM_2$ = distância perpendicular da força muscular 2.

M_R = momento proximal resultante do segmento coluna cervical superior.

$$FM_3 \cdot d^{\perp}FM_3 + 0,78FM_3 \cdot d^{\perp}FM_4 = M_R \quad (\text{equação 53})$$

$$FM_3(d^{\perp}FM_3 + 0,78d^{\perp}FM_4) = M_R \quad (53.1.)$$

$$FM_3 = \frac{M_R}{(d^{\perp}FM_3 + 0,78d^{\perp}FM_4)} \quad (53.2.)$$

Em que:

FM_3 = força muscular 3.

$d^{\perp}FM_3$ = distância perpendicular da força muscular 3.

$d^{\perp}FM_4$ = distância perpendicular da força muscular 4.

M_R = momento proximal resultante do segmento coluna cervical inferior.

É interessante ressaltar, que FM_1 foi considerada como uma única variável para reduzir o número de equações utilizadas no processo de cálculo das forças musculares atuantes no segmento coluna cervical superior. Este procedimento foi possível, pois as distâncias perpendiculares calculadas para os vetores FM_{1D} e FM_{1E} foram extremamente similares, sendo utilizado o valor

referente a média aritmética entre os dois valores de distância. Como a área de secção transversa fisiológica (PCSA) utilizada para a variável FM_1 ($7,5 \text{ cm}^2$, ver tabela 5) representa a soma da PCSA considerada para os vetores FM_{1D} ($3,75 \text{ cm}^2$) e FM_{1E} ($3,75 \text{ cm}^2$), a magnitude da força muscular estimada para FM_1 (100%) foi considerada como a soma dos esforços de FM_{1D} (50%) e FM_{1E} (50%).

Após obter FM_1 e FM_3 , as equações de rotação (equação 34) foram novamente reescritas para os segmentos coluna cervical superior e inferior, sendo FM_2 e FM_4 as únicas incógnitas. A equação 54 apresenta o procedimento de cálculo de FM_2 , enquanto a equação 55 demonstra o cálculo de FM_4 .

$$FM_2 = \frac{M_R}{(FM_1 \cdot d^\perp FM_1 + d^\perp FM_2)} \quad (\text{equação 54})$$

Em que:

FM_2 = força muscular 2.

FM_1 = força muscular 1.

$d^\perp FM_1$ = distância perpendicular da força muscular 1.

$d^\perp FM_2$ = distância perpendicular da força muscular 2.

M_R = momento proximal resultante do segmento coluna cervical superior.

$$FM_4 = \frac{M_R}{(FM_3 \cdot d^\perp FM_3 + d^\perp FM_4)} \quad (\text{equação 55})$$

Em que:

FM_4 = força muscular 4.

FM_3 = força muscular 3.

$d^\perp FM_3$ = distância perpendicular da força muscular 3.

$d^\perp FM_4$ = distância perpendicular da força muscular 4.

M_R = momento proximal resultante do segmento coluna cervical inferior.

De posse de todos os valores referentes a força muscular dos extensores cervicais, o próximo passo foi o cálculo da força articular de cada segmento da coluna cervical. A aplicação dos vetores de força muscular representa a o efeito resultante de todos os músculos envolvidos. Sendo assim, sua incorporação faz com que o efeito das estruturas musculares seja eliminado da força proximal, a qual pode ser renomeada como força articular, pois representará apenas o efeito resultante das estruturas que interagem com a articulação (ligamentos, cartilagem, etc.) e por definição, terá seu ponto de aplicação exatamente sobre o centro de rotação.

Dessa forma, a força articular foi estimada pela resolução das equações de Newton-Euler, sendo a nova incógnita da equação de movimento linear (equação 33). A equação 56 apresenta a equação de movimento linear reescrita para o cálculo da força articular nos segmentos da coluna cervical.

$$F_{A_i} + \sum FM_i + FR_{D_i} + P_i = m_i a_i \quad (\text{equação 56})$$

$$F_{A_i} = m_i a_i - (\sum FM_i + FR_{D_i} + P_i) \quad (56.1.)$$

Em que:

F_A = força articular.

$\sum FM$ = somatório das forças musculares atuantes.

FR_D = força de reação resultante distal.

P = força peso.

m = massa.

a = aceleração linear.

i = segmento da coluna cervical de interesse.

A força articular de cada segmento da coluna cervical foi calculada em relação ao SCG e posteriormente expressa em relação ao seu respectivo SCL. A equação 57 demonstra a mudança de base dos dados de força articular do SCG para o SCL.

$$[F_{A_i}]^{SCLi} = [R_i]_T^{3D} [F_{A_i}]^{SCG} \quad (\text{equação 57})$$

Em que:

$[F_A]^{SCL}$ = força articular no SCL.

$[F_A]^{SCG}$ = força articular no SCG.

$[R]_T^{3D}$ = matriz de rotação transposta.

i = segmento da coluna cervical de interesse.

Após a obtenção dos valores referentes as forças internas atuantes na coluna cervical (força muscular e força articular), em todas as posturas analisadas, para todos os sujeitos de pesquisa, foram realizados os procedimentos referentes a avaliação do modelo biomecânico tridimensional proposto.

5.11. Avaliação do Modelo Biomecânico Tridimensional Proposto

Avaliar um modelo significa analisar a sua capacidade de representar de maneira confiável um sistema de interesse, constituindo uma fase importante em sua confecção (NIGG e HERZOG, 1994). O modelo biomecânico tridimensional da coluna cervical foi avaliado estimando o erro associado aos sistemas de aquisição de dados utilizados, cinemetria tridimensional e raios X, bem como interpretando a confiabilidade das suas variáveis de resposta.

O erro associados aos dois sistemas utilizados, cinemetria tridimensional e raios X, foi estimado por meio do cálculo da acurácia destes sistemas. A acurácia (A) representa a dispersão de um conjunto de dados em relação a um valor esperado ou assumido como verdadeiro. Quanto mais baixo ou próximo do valor zero for o valor da acurácia, mais os resultados obtidos estarão próximos ou iguais ao valor esperado, garantindo assim uma maior confiabilidade dos dados obtidos (ANDRADE, 2002; BARROS et al., 2006).

A equação 58 apresenta o procedimento de cálculo da acurácia dos sistemas de cinemetria tridimensional e raios X.

$$A_S^2 = B_S^2 + P_S^2 \quad (\text{equação 58})$$

Em que:

A = acurácia ou exatidão da medida.

B = bias ou viés das medidas. É a diferença entre o valor adquirido pelas medidas experimentais (cinemetria e raios X) e o valor esperado.

P = precisão da medida. É a medida da dispersão de um conjunto de dados em relação ao seu valor médio, calculado pelo desvio-padrão das medidas experimentais.

S = sistema de interesse (cinemetria tridimensional e raios X).

Para possibilitar o cálculo da acurácia do sistema de cinemetria tridimensional, foi analisada a variação da distância entre o centro de dois marcadores reflexivos dispostos nas extremidades de um bastão de madeira. Conforme descrito previamente (item 5.6.1), o bastão de madeira contendo os marcadores foi filmado em movimento por toda a área de coleta do sistema de cinemetria, durante 10 segundos. Este procedimento foi realizado para cada uma das configurações adotadas pelo sistema de cinemetria, ou seja, cada vez que a localização das câmeras e/ou do calibrador tridimensional foi reorganizada para possibilitar a coleta de dados de novos sujeitos de pesquisa, novas imagens do bastão foram gravadas, digitalizadas e reconstruídas. A distância entre o centro dos dois marcadores reflexivos foi mensurada (usando uma fita métrica com resolução de 1 mm) e assumida como valor esperado. Assim, o valor esperado para o sistema de cinemetria foi 1003 mm.

Já para possibilitar o cálculo da acurácia do sistema de raios X, foi analisada a distância entre o centro de dois pontos de chumbo selecionados, dispostos no centro de cada uma das imagens do calibrador bidimensional não-linear. É interessante salientar que os pontos de chumbo presentes no calibrador possuem medidas conhecidas. Sendo assim, com base na posição dos dois pontos selecionados, o valor esperado para o sistema de raios X foi 50 mm.

Para os dois sistemas utilizados, cinemetria tridimensional e raios X, os procedimentos necessários para o cálculo da acurácia foram realizados em ambiente Matlab®. A equação 59 apresenta o procedimento de cálculo da distância entre o centro dos dois marcadores reflexivos fixados nas extremidades do bastão de madeira, para o sistema de cinemetria. Já a equação 60, demonstra o cálculo da distância entre o centro dos dois pontos de chumbo selecionados no centro do calibrador bidimensional não-linear, para o sistema de raios X.

$$dM_c = \sqrt{\sum_{c=1}^n (M1_c - M2_c)^2} \quad (\text{equação 59})$$

$$dP = \sqrt{(P1 - P2)^2} \quad (\text{equação 60})$$

Em que:

dM = distância entre o centro dos dois marcadores reflexivos.

$M1$ = marcador reflexivo 1.

$M2$ = marcador reflexivo 2.

c (subscrito) = campo.

dP = distância entre o centro dos dois pontos de chumbo.

$P1$ = ponto de chumbo 1.

$P2$ = ponto de chumbo 2.

Em decorrência da impossibilidade de mensuração direta das forças internas na coluna cervical e considerando a dificuldade obtida em encontrar na literatura resultados referentes a quantificação das forças musculares e articulares na região cervical, a avaliação do modelo biomecânico proposto contou, além do cálculo da acurácia dos sistemas de cinematria tridimensional e raios X, com a interpretação da confiabilidade das suas variáveis de resposta.

A confiabilidade das variáveis de resposta do modelo biomecânico proposto foi interpretada por meio do cálculo do coeficiente de correlação intraclasse (ICC). Todos os procedimentos estatísticos realizados neste estudo estão descritos a seguir.

5.12. Tratamento Estatístico

A análise estatística foi efetuada utilizando o *software* SPSS 13.0. As comparações foram realizadas usando os valores médios da força muscular e da força articular, para cada sujeito, em cada uma das posturas analisadas. O cálculo do valor médio de cada força levou em consideração 1500 informações (produto entre 30 s e 50 campos/s).

Inicialmente, foi verificada e confirmada a normalidade dos dados por meio do teste de Shapiro-Wilk. Em seguida, foi verificada a esfericidade dos dados utilizando o teste de Mauchly. Nas condições em que não foi confirmada a esfericidade, foi utilizado o fator de correção de Greenhouse-Geisser.

Após, para verificar possíveis diferenças existentes entre os valores de força, a partir da comparação entre as posturas, foi utilizada a Análise de Variância (ANOVA) para medidas repetidas. Para permitir a localização das diferenças encontradas pela ANOVA, foi empregado o teste de comparação múltipla de médias LSD (*Least Significant Difference*).

Em adição, para verificar a confiabilidade da estimativa das forças internas na região cervical e contribuir com os procedimentos de avaliação do modelo biomecânico proposto foi calculado o coeficiente de correlação intraclasse (ICC), conforme descrito previamente.

O valor do coeficiente de correlação intraclasse foi interpretado da seguinte forma: fraco quando menor que 0,40, moderado quando maior que 0,40 e menor que 0,75 e excelente quando superior a 0,75 (FLEISS, 1986). Em todas as análises realizadas o nível de significância (α) adotado foi de 0,05.

6. RESULTADOS E DISCUSSÕES

O objetivo da presente dissertação de mestrado foi quantificar e comparar as forças internas atuantes na coluna cervical durante o ciclismo em diferentes posturas, por meio do desenvolvimento e aplicação de um modelo biomecânico tridimensional *in vivo*.

O modelo biomecânico tridimensional da coluna cervical proposto foi aplicado em um grupo formado por doze ciclistas de competição. Inicialmente, os resultados demonstraram que as forças musculares dos extensores da coluna cervical apresentaram maiores magnitudes nas posturas que envolvem a prática do ciclismo (descanso, intermediária, ataque e cotovelos flexionados), quando comparadas a postura de referência (ereta).

Observando somente as posturas que envolvem o ciclismo, as forças musculares dos extensores cervicais parecem aumentar gradativamente a medida que os ciclistas transferem o apoio de suas mãos da região superior para a região inferior do guidão, adotando as posturas descanso, intermediária e ataque, respectivamente. Entretanto, as maiores magnitudes das forças musculares foram observadas quando os ciclistas efetuaram o apoio das mãos envolvendo os manetes e flexionaram a articulação do cotovelo (postura cotovelos flexionados). O gráfico 1 apresenta a média e o erro padrão das forças musculares dos extensores cervicais, calculados entre todos os sujeitos, em todas as posturas avaliadas.

Considerando as forças musculares médias dos extensores cervicais apresentadas no gráfico 1 e comparando as posturas que envolvem a prática do ciclismo com a postura ereta, pode-se observar que as forças atuantes no segmento coluna cervical superior (FM_1 e FM_2) sofreram um aumento de 200 % nas posturas descanso e intermediária, 340 % na postura ataque e 530 % na postura cotovelos flexionados. Já as forças musculares atuantes no segmento coluna cervical inferior (FM_3 e FM_4) aumentaram 100 % na postura descanso, 140 % na postura intermediária, 200 % na postura ataque e 300 % na postura cotovelos flexionados.

Realizando comparações similares, porém entre as posturas do ciclismo, pode-se afirmar que as forças FM_1 e FM_2 aumentaram 10 % na postura intermediária em relação a postura descanso e 30 % na postura ataque, quando comparada a postura intermediária. Já FM_3 e FM_4 aumentaram 20 % na postura intermediária, quando comparada a postura descanso e também 20 % na postura ataque, quando comparada a postura intermediária. Todas as forças musculares consideradas (FM_1 , FM_2 , FM_3 e FM_4) foram 40 % superiores na postura cotovelos flexionados em relação à postura ataque (gráfico 1).

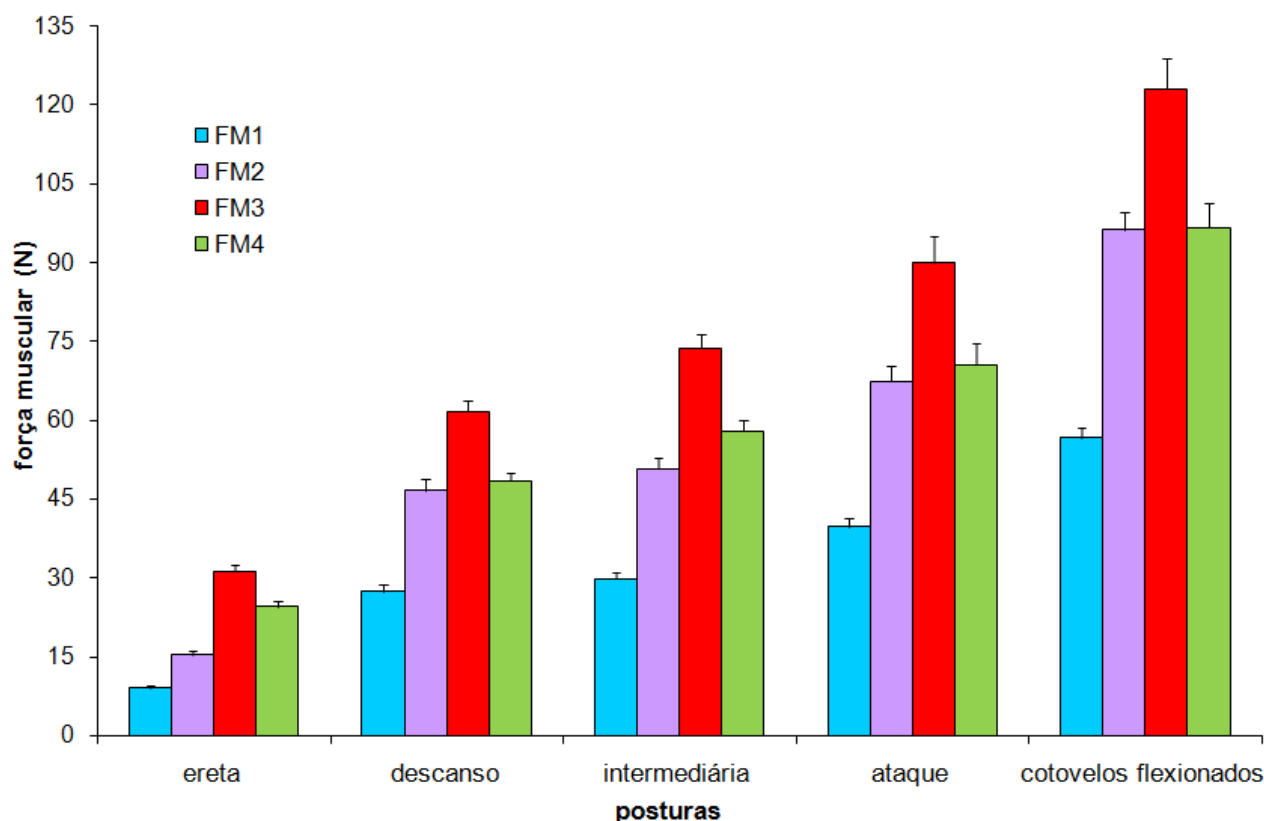


Gráfico 1: Média e o erro padrão das forças musculares dos extensores cervicais, calculados entre todos os sujeitos, em todas as posturas avaliadas. Onde, FM₁: *rectus capitis posterior major*, *rectus capitis posterior minor*, *obliquus capitis superior* e *obliquus capitis inferior*; FM₂: *semispinalis capitis* e *splenius capitis*; FM₃: *semispinalis cervicis* e FM₄: *splenius cervicis*.

As forças musculares médias atuantes em ambos segmentos da coluna cervical exibiram variações entre 9 e 32 N na postura ereta, 27 e 62 N na postura descanso, 30 e 74 N na postura intermediária, 40 e 90 N na postura ataque e entre 56 e 123 N na postura cotovelos flexionados. É possível perceber que as forças musculares atuantes no segmento coluna cervical inferior (FM₃ e FM₄) obtiveram maiores magnitudes quando comparadas as forças musculares atuantes no segmento coluna cervical superior (FM₁ e FM₂), sendo que FM₂ e FM₄ apresentaram magnitudes similares nas posturas descanso e cotovelos flexionados (gráfico 1).

A análise dos valores referentes a força articular evidenciou resultados similares. Assim como a força muscular, a força articular apresentou maiores magnitudes nas posturas que envolvem a prática do ciclismo quando comparadas a postura de referência. A força articular também parece aumentar gradativamente a medida que os ciclistas transferem o apoio das mãos da região superior para a região inferior do guidão, sendo porém, as maiores magnitudes alcançadas na postura cotovelos flexionados.

Em adição, a força articular do segmento coluna cervical inferior (F_{AI}) foi superior em todas as posturas quando comparada a força articular do segmento coluna cervical superior (F_{AS}). É interessante salientar que a força articular apresentou sempre maiores magnitudes do que a força muscular. O gráfico 2 apresenta a média e o erro padrão das forças articulares atuantes nos segmentos coluna cervical superior e inferior, calculados entre todos os sujeitos, em todas as posturas avaliadas.

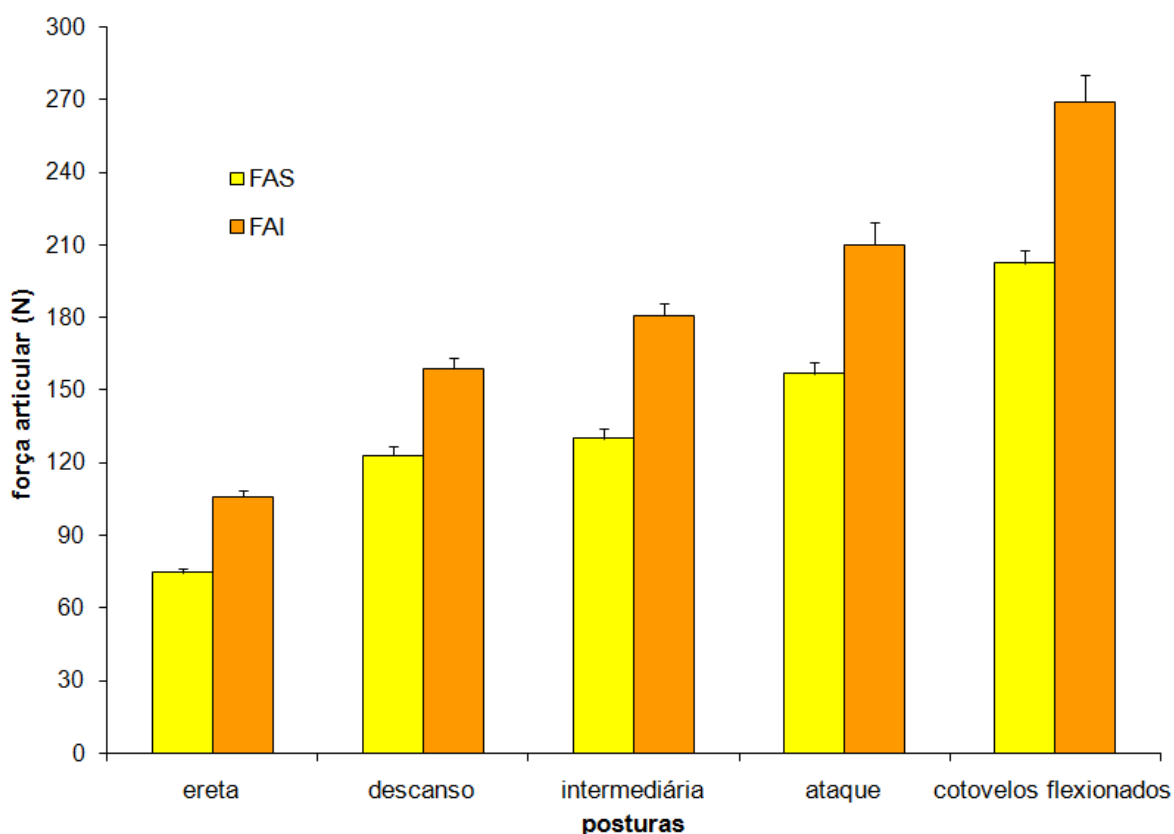


Gráfico 2: Média e o erro padrão das forças articulares atuantes nos segmentos coluna cervical superior e inferior, calculados entre todos os sujeitos e para todas as posturas avaliadas. Onde, F_{AS} : força articular atuante no segmento coluna cervical superior e F_{AI} : força articular atuante no segmento coluna cervical inferior.

Comparando as forças articulares médias estimadas nas posturas que envolvem o ciclismo em relação à postura de referência (ereta), é possível afirmar que a F_{AS} aumentou 60 % na postura descanso, 70 % na postura intermediária, 110 % na postura ataque e 170 % na postura cotovelos flexionados. Já a F_{AI} aumentou 50 % na postura descanso, 70 % na postura intermediária, 100 % na postura ataque e 150 % postura cotovelos flexionados (gráfico 2).

Efetuada comparações entre as posturas que envolvem a prática do ciclismo, é possível afirmar que as forças F_{AS} e F_{AI} aumentaram 10 % na postura intermediária em relação a postura

descanso, 20 % na postura ataque, quando comparada a postura intermediária e 30 % na postura cotovelos flexionados em relação a postura ataque (gráfico 2).

A análise estatística permitiu, por meio do teste ANOVA, comparar as posturas utilizando os valores individuais dos sujeitos, sendo evidenciada a existência de diferenças significativas tanto para os valores referentes a força muscular dos extensores cervicais, quanto para a força articular dos segmentos coluna cervical superior e inferior. A tabela 6 apresenta os resultados obtidos pelo teste ANOVA, a partir da comparação entre as posturas.

Tabela 6: Resultados obtidos pelo teste ANOVA, a partir da comparação entre as posturas.

variáveis dependentes	gl	F	P	ETA²	poder observado
FM ₁	2,256; 24,814	27,379	<0,001 *	0,713	1,000
FM ₂	2,256; 24,814	27,379	<0,001 *	0,713	1,000
FM ₃	4; 44	16,377	<0,001 *	0,598	1,000
FM ₄	4; 44	16,377	<0,001 *	0,598	1,000
F _{AS}	2,279; 25,074	27,094	<0,001 *	0,711	1,000
F _{AI}	4; 44	16,289	<0,001 *	0,597	1,000

gl: graus de liberdade; F: teste exato de Fisher; p: nível de significância calculado; ETA²: efeito do fator (posturas) sobre a variância da variável dependente (forças internas); poder observado: probabilidade de rejeição da hipótese de nulidade, sendo esta realmente falsa.

A aplicação do teste de comparação múltipla de médias LSD (*Least Significant Difference*) permitiu localizar as diferenças encontradas pelo teste ANOVA. Tanto as forças musculares dos extensores cervicais (FM₁, FM₂, FM₃ e FM₄), quanto as forças articulares dos segmentos da coluna cervical superior e inferior (F_{AS} e F_{AI}) apresentaram diferenças significativas quando comparadas as posturas do ciclismo (descanso, intermediária, ataque e cotovelos flexionados) em relação a postura de referência (ereta).

Quando comparadas as posturas descanso e intermediária, foram evidenciadas diferenças significativas para as forças que atuam no segmento coluna cervical inferior (FM₃, FM₄ e F_{AI}). Já quando comparadas as posturas descanso e ataque, tanto as forças musculares como as forças articulares foram consideradas estatisticamente diferentes.

Todos os valores referentes às forças internas atuantes nos segmentos da coluna cervical (FM₁, FM₂, FM₃, FM₄, F_{AS} e F_{AI}) evidenciaram diferenças significativas quando as posturas descanso, intermediária e ataque foram comparadas a postura cotovelos flexionados.

Estes resultados podem ser observados na tabela 7, que apresenta o valor do p calculado para cada variável dependente (forças internas), em todas as comparações realizadas entre as posturas, por meio do teste LSD.

Tabela 7: Valor do p calculado para cada variável dependente (forças internas), em todas as comparações realizadas entre as posturas, por meio do teste LSD.

posturas comparadas	FM₁	FM₂	FM₃	FM₄	F_{AS}	F_{AI}
E e D	$p=0,001^*$	$p=0,001^*$	$p<0,001^*$	$p<0,001^*$	$p=0,001^*$	$p<0,001^*$
E e I	$p<0,001^*$	$p<0,001^*$	$p<0,001^*$	$p<0,001^*$	$p<0,001^*$	$p<0,001^*$
E e A	$p=0,001^*$	$p=0,001^*$	$p=0,004^*$	$p=0,004^*$	$p=0,001^*$	$p=0,004^*$
E e CF	$p<0,001^*$	$p<0,001^*$	$p<0,001^*$	$p<0,001^*$	$p<0,001^*$	$p<0,001^*$
D e I	$p=0,425$	$p=0,425$	$p=0,001^*$	$p=0,001^*$	$p=0,390$	$p=0,001^*$
D e A	$p=0,009^*$	$p=0,009^*$	$p=0,038^*$	$p=0,038^*$	$p=0,008^*$	$p=0,036^*$
D e CF	$p<0,001^*$	$p<0,001^*$	$p=0,001^*$	$p=0,001^*$	$p<0,001^*$	$p=0,001^*$
I e A	$p=0,056$	$p=0,056$	$p=0,184$	$p=0,184$	$p=0,056$	$p=0,183$
I e CF	$p<0,001^*$	$p<0,001^*$	$p=0,005^*$	$p=0,005^*$	$p<0,001^*$	$p=0,005^*$
A e CF	$p=0,009^*$	$p=0,003^*$	$p=0,001^*$	$p=0,001^*$	$p=0,003^*$	$p=0,001^*$

E: ereta, D: descanso, I: intermediária, A: ataque e CF: cotovelos flexionados, p : nível de significância calculado.

Assim, não foram evidenciadas diferenças significativas somente quando comparadas as posturas intermediária e ataque (considerando todas as forças internas atuantes) e as posturas descanso e intermediária (considerando apenas as forças atuantes no segmento coluna cervical superior: FM₁, FM₂ e F_{AS}).

Mesmo não sendo consideradas estatisticamente diferentes, cabe lembrar que as forças internas médias foram ao menos 20 % superiores na postura ataque, quando comparadas a postura intermediária e as forças internas médias atuantes na coluna cervical superior foram pelo menos 10 % superiores na postura intermediária, em relação a postura descanso.

A comparação dos resultados obtidos pelo emprego de modelos biomecânicos muitas vezes é comprometida, pois estas ferramentas comumente utilizam métodos diferentes (SNIJDERS, HOEK VAN DIJKE e ROOSCH, 1991; WINTER, 2005; RIBEIRO, 2006). No caso da coluna cervical a situação é agravada pela escassez de dados referentes a ação de forças internas nesta região (SNIJDERS, HOEK VAN DIJKE e ROOSCH, 1991; de JAGER, 1996; ADAMS e DOLAN, 2005).

Entretanto, na medida do possível procurou-se estabelecer relações entre os resultados obtidos pela presente dissertação de mestrado e outros estudos encontrados na literatura.

Kolehmainen, Harms-Ringdahl e Lanshammart (1989) realizaram análises cinemáticas da coluna vertebral de indivíduos pedalando em um cicloergômetro, sendo modificado o tipo de guidão utilizado. Os autores afirmaram que a utilização de um guidão de competição aumenta consideravelmente a amplitude de extensão da coluna cervical superior. O mesmo estudo também estimou o momento flexor induzido pela força peso da cabeça e do pescoço em torno de C7-T1, como forma de avaliar o comportamento da sobrecarga mecânica e da força muscular dos extensores cervicais na região cervical em cada tipo de guidão.

Em seus resultados, os autores afirmaram que o momento estimado usando o guidão de competição foi 3 vezes (200 %) superior quando comparado ao momento estimado na posição de referência (manutenção das curvaturas fisiológicas da coluna vertebral) e atribuíram o aumento do momento flexor ao aumento da amplitude de extensão da coluna cervical superior (KOLEHMAINEN, HARMS-RINGDAHL e LANSHAMMART, 1989).

No presente estudo não foi modificado o tipo de guidão utilizado, mas sim a região do guidão onde o ciclista apóia suas mãos. Porém, é possível relacionar as posturas “ataque” e “ereta” com as posições “guidão de competição” e “referência”, respectivamente. Deste modo, pode-se dizer que o aumento de 3 vezes (200 %) observado pelo momento induzido pela força peso estimado usando o guidão de competição em relação ao momento estimado na posição de referência, descrito por Kolehmainen, Harms-Ringdahl e Lanshammart (1989), corrobora com o aumento de 3 vezes (200 %) observado para as forças musculares atuantes no segmento coluna cervical inferior (FM_3 e FM_4) na postura ataque em relação a postura ereta.

Entretanto, os métodos usados por Kolehmainen, Harms-Ringdahl e Lanshammart (1989) não permitem prever o comportamento das forças articulares, tampouco o comportamento das forças musculares atuantes na coluna cervical superior. Isto é explicado, pelo fato de que as forças articulares atuantes nos segmentos da coluna cervical superior e inferior (F_{AS} e F_{AI}), bem como as forças musculares atuantes no segmento coluna cervical superior (FM_1 e FM_2), aumentaram em proporções diferentes a partir da comparação entre as posturas ataque e ereta. F_{AS} e F_{AI} aumentaram aproximadamente 2 vezes (100 %), enquanto FM_1 e FM_2 aumentaram 4,4 vezes (340 %).

Assim, a aplicação da proporção divulgada por Kolehmainen, Harms-Ringdahl e Lanshammart (1989), com base no momento induzido pela força peso da cabeça e do pescoço, poderia subestimar o aumento das forças musculares dos extensores cervicais atuantes na coluna

cervical superior e superestimar o aumento das forças articulares em ambas as regiões da coluna cervical.

Em adição, os métodos usados no estudo de Kolehmainen, Harms-Ringdahl e Lanshammart (1989) também não possibilitam quantificar a magnitude das forças musculares dos extensores cervicais e das forças articulares atuantes. Quantificar a magnitude destas forças é essencial, pois a análise apenas do comportamento das forças ou dos momentos poderia conduzir a conclusões equivocadas quanto ao risco de lesões e dor em decorrência do evento realizado.

Observando os resultados da presente dissertação de mestrado, por exemplo, à primeira vista as atenções podem ser voltadas para a coluna cervical superior, pois as forças internas atuantes nesta região (FM_1 , FM_2 e F_{AS}) sofreram maiores proporções de aumento quando comparadas as forças internas atuantes na coluna cervical inferior (FM_3 , FM_4 e F_{AI}), a partir da comparação das posturas que envolvem o ciclismo (descanso, intermediária, ataque e cotovelos flexionados) em relação a postura de referência (ereta). No entanto, mesmo experienciando um aumento proporcionalmente menor, FM_3 , FM_4 e F_{AI} apresentaram maiores magnitudes em relação a FM_1 , FM_2 e F_{AS} , em todas as posturas analisadas.

Embora o objetivo do presente estudo seja quantificar e comparar as forças internas atuantes na coluna cervical, tem sido proposto que modelos biomecânicos da coluna cervical poderiam contribuir com a análise do risco de lesões nesta região e até mesmo apontar a localização anatômica onde as lesões poderiam ocorrer (YOGANANDAN, KUMARESAN e PINTAR, 2001; BOGDUK e YOGANANDAN, 2001).

O grande aumento observado nas forças musculares e articulares estimadas nas posturas que envolvem o ciclismo, quando comparadas a postura ereta conduzem a idéia de que a prática desta atividade oferece risco de lesões e dor nas estruturas da coluna cervical. Entretanto, para realizar esta afirmação com segurança é necessário verificar se as magnitudes das forças estimadas durante o ciclismo realmente possuem a capacidade de danificar os tecidos da coluna.

Por motivos éticos, a estimativa da magnitude das forças capaz de causar lesões na coluna cervical é efetuada por meio de mensurações diretas *in vitro* (PANJABI, 1998; CUSICK e YOGANANDAN, 2002). Tradicionalmente, este tipo de estudo não mensura forças musculares e articulares, mas sim, aplica e registra a ação de forças compressivas na coluna até o momento do rompimento do tecido de interesse (PANJABI et al., 1998; YOGANANDAN, KUMARESAN e PINTAR, 2001).

Tem sido reportado que lesões nos tecidos ósseos da coluna cervical ocorreriam sobre a ação de forças compressivas variando entre 300 N e 17 kN (CUSICK e YOGANANDAN, 2002). Culver, Bender e Melvin (1978) aplicaram forças compressivas sobre a coluna cervical de 11 cadáveres e afirmaram que ocorreram lesões quando aplicados picos médios de força de $7,58 \pm 0,94$ kN. Em adição, Nusholtz et al., (1981) avaliaram 12 cadáveres onde as lesões foram evidenciadas sobre a ação de picos médios de força compressiva de $5,2 \pm 3,1$ kN. Já Nusholtz et al., (1983), utilizando 8 cadáveres, relataram a ocorrência de lesões pela ação de forças compressivas entre 3,2 e 10,8 kN. Ainda, Alem, Nusholtz e Melvin (1982) investigaram 14 cadáveres em que as lesões ocorreram com forças compressivas variando entre 2,3 e 17 kN. E finalmente, Yoganandan et al., (1986) aplicaram forças compressivas entre 3 e 14,7 kN na coluna cervical de 15 cadáveres, relatando na maioria dos casos a ocorrência de fraturas dos arcos posterior e anterior de C1 (fratura de Jefferson), fratura do processo odontóide, deslocamento das facetas articulares, assim como outros traumas menores.

O presente estudo quantificou as forças internas (musculares e articulares) atuando na coluna cervical. As forças que atuam nos centros de rotação e colocam o sistema de interesse em equilíbrio (como as forças articulares estimadas nos segmentos da coluna cervical) são essencialmente consideradas forças compressivas (McGILL e NORMAN, 1986; McGILL, PATT e NORMAN, 1988) e tem sido reportado que o aumento das forças musculares dos extensores cervicais causa o aumento da compressão nas estruturas da coluna cervical (HARRISON et al., 2001; HARRISON et al., 2002). Assim, o conhecimento das forças articulares e musculares dos extensores cervicais permite certo nível de especulação a respeito das forças compressivas na coluna cervical e conseqüentemente, a respeito da possibilidade de ocorrência de lesões nas suas estruturas.

Analisando as magnitudes das forças internas estimadas no presente estudo, conjuntamente as magnitudes das forças críticas compressivas divulgadas pelos estudos realizados por Culver, Bender e Melvin (1978), Nusholtz et al., (1981), Nusholtz et al., (1983), Alem, Nusholtz e Melvin (1982) e Yoganandan et al., (1986), torna-se difícil acreditar que durante o ciclismo poderiam ocorrer lesões no tecido ósseo da coluna cervical, a menos que este tecido já estivesse previamente debilitado. Lesões na coluna vertebral também dependem de outros fatores individuais como histórico de carga e idade (CUSICK e YOGANANDAN, 2002; ADAMS E DOLAN, 2005).

Pesquisas investigando a magnitude das forças capaz de causar lesões nos tecidos moles da coluna cervical são raras. Apenas dois estudos foram encontrados, um enfocando os ligamentos da coluna cervical (PANJABI et al., 1998) e o outro os discos intervertebrais (YOGANANDAN, KUMARESAN e PINTAR, 2001).

Panjabi et al., (1998) aplicaram forças compressivas sobre a coluna cervical de 8 cadáveres e afirmaram que em média, a força máxima capaz de ser suportada pelos ligamentos da coluna antes de seu rompimento é em média $10,5 \pm 3,8$ N. No entanto, os autores relataram que mesmo podendo ser lesionados sobre a ação de forças de pequena magnitude os ligamentos da coluna cervical não suportam a ação de cargas mecânicas sozinhos, sendo geralmente auxiliados pelos músculos da coluna.

Com base neste raciocínio, durante o ciclismo as forças internas produzidas poderiam auxiliar ou prejudicar os ligamentos da coluna cervical, dependendo da região anatômica onde estes ligamentos se encontram. O fato é que as forças internas atuantes na coluna cervical observadas em todas as posturas que envolvem o ciclismo possuem magnitudes suficientes para causar lesões ligamentares, entretanto pesquisas futuras serão necessárias para definir quais ligamentos da coluna cervical podem ser prejudicados. Um bom começo para esta investigação seria a análise mecânica dos ligamentos capsulares presentes nas articulações zigapofisárias durante a pedalada. Isto porque, em situações onde a coluna vertebral deixa a sua posição “vertical” para assumir uma posição um pouco mais “horizontal” em relação ao ambiente, forças resultantes que em condições normais são aplicadas sobre os corpos vertebrais passam a atuar sobre as articulações zigapofisárias (ADAMS e DOLAN, 2005).

Yoganandan, Kumaresan e Pintar, 2001 relataram que os discos intervertebrais cervicais podem sofrer lesões estruturais sobre a ação de forças compressivas próximas a 600 N. Considerando que na postura cotovelos flexionados as forças internas estimadas no segmento coluna cervical inferior (FM_3 , FM_4 e F_{AI}) foram em média respectivamente 123, 97 e 270 N, parece razoável supor que lesões nos discos intervertebrais localizados na coluna cervical inferior podem ocorrer durante a prática do ciclismo nesta mesma postura.

Na postura cotovelos flexionados, a soma dos esforços médios musculares e articulares atuantes na coluna cervical inferior atingiu aproximadamente 490 N e cabe lembrar que outros elementos não representados pelo modelo biomecânico tridimensional proposto podem aumentar as forças compressivas atuantes nas estruturas da coluna cervical, como por exemplo, a co-contração muscular.

Embora os ligamentos e os discos intervertebrais sejam tecidos da coluna cervical onde aparentemente poderiam se originar lesões e dor em decorrência do ciclismo, é interessante investigar a possibilidade de lesões no tecido muscular. Cabe ressaltar que nenhum estudo foi encontrado na literatura investigando mecanicamente lesões no tecido muscular da coluna cervical.

Devido a escassez de dados para comparação, optou-se por avaliar os esforços musculares normalizando a força muscular dos extensores cervicais com base na capacidade máxima de produção de força estimada (tabela 5).

Considerando a força muscular média dos extensores cervicais em todas as posturas analisadas (inclusive na postura ereta), percebe-se que FM_1 variou entre 9 e 57 N e FM_2 entre 15 e 96 N, sendo que suas capacidades máximas de produção de força estimadas foram 262,5 e 450,8 N, respectivamente. Em outras palavras, FM_1 e FM_2 produziram forças com magnitudes que variaram entre 3 e 21 % de sua capacidade máxima estimada. Já FM_3 apresentou variações entre 31 e 123 N e FM_4 entre 24 e 97 N, sendo suas capacidades máximas de produção de força estimadas 126 e 99,4 N, respectivamente. Ou seja, FM_3 e FM_4 produziram forças variando entre 24 e 97 % de sua capacidade máxima estimada.

Os procedimentos de normalização da força muscular dos extensores cervicais com base na capacidade máxima de produção de força estimada para cada vetor de força demonstrou que os músculos atuantes na coluna cervical inferior, FM_3 e FM_4 , produziram forças em torno de 71 e 97 % de suas capacidades máximas nas posturas ataque e cotovelos flexionados, respectivamente.

Considerando esforços desta proporção, parece razoável supor que a manutenção prolongada das posturas ataque e cotovelos flexionados durante o ciclismo, poderia produzir forças musculares com magnitudes suficientes para causar danos nos músculos extensores da coluna cervical inferior, *semispinalis cervicis* (FM_3) e *splenius cervicis* (FM_4).

Mesmo que a magnitude das forças internas atuantes na coluna cervical nas posturas descanso, intermediária e ataque aparentemente não tenha sido elevada o suficiente para causar o rompimento de tecidos como os discos intervertebrais e nas posturas descanso e intermediária a força muscular não tenha aparentemente atingido proporções suficientes para causar lesões nos músculos esqueléticos, pode-se supor que o tempo de manutenção destas posturas (e consequentemente de exposição a ação das forças internas) seja um fator com capacidade de causar microlesões nestes tecidos (MELLION, 1994; ADAMS e DOLAN, 2005; AMBROSIO et al., 2009).

Considerando que os ciclistas costumam pedalar por longos períodos (duração elevada), com intervalos curtos de descanso (frequência elevada) (ALVES, 1980) e que os discos intervertebrais e os músculos esqueléticos podem necessitar de vários dias para se recuperar completamente de microlesões sofridas, a longo prazo poderia ocorrer a degeneração precoce destes tecidos, tornando-os além de fontes de dor, regiões mais facilmente suscetíveis a lesões maiores (ADAMS e DOLAN, 2005; AMBROSIO et al., 2009).

Em resumo, os resultados referentes a magnitude das forças internas atuantes na coluna cervical observados neste estudo sugerem que a prática do ciclismo é uma atividade com risco de causar lesões e dor na região cervical, especialmente localizadas na coluna cervical inferior e acometendo os tecidos moles (ligamentos, discos intervertebrais e os músculos *semispinalis cervicis* e *splenius cervicis*). O risco de lesões e dor é potencializado quando mantidas as posturas ataque e cotovelos flexionados, sendo que os discos intervertebrais seriam mais suscetíveis a lesões na postura cotovelos flexionados.

Foi proposto que a maior parte dos ciclistas preferem manter uma posição semelhante a postura intermediária durante a pedalada, pois esta posturas proporciona maior controle da bicicleta permitindo facilmente frear a ou trocar as marchas (BURKE, 1996). Já as posturas ataque e cotovelos flexionados parecem ser utilizadas por períodos relativamente mais curtos, em situações onde os ciclistas pretendem atingir maiores velocidades como, por exemplo, para manter ou neutralizar fugas já estabelecidas, ou ainda quando encontram-se a frente do pelotão.

A utilização das posturas ataque e cotovelos flexionados por períodos curtos é interessante, pois nestas duas posturas foram observadas as maiores magnitudes das forças internas. Entretanto, a postura cotovelos flexionados (figura 34 e) apresenta semelhanças com a postura adotada durante provas de ciclismo do tipo contra-relógio e competições de triatlo (figura 9).

Provas de ciclismo do tipo contra-relógio geralmente são curtas, porém algumas competições apresentam trajetos iguais ou superiores a 40 km (BINI et al., 2008). Competições de triatlo podem apresentar grandes distâncias de ciclismo, como o *Ironman*, onde os atletas devem percorrer 180 km pedalando (O'TOOLE et al., 1989). O tempo elevado de permanência em uma posição semelhante à postura cotovelos flexionados experienciado em provas de contra-relógio ou *Ironman* poderia aumentar o risco de lesões e dor nas estruturas da coluna cervical.

Pesquisas não têm investigado a incidência de dor especificamente em ciclistas que participam de provas do tipo contra-relógio, mas têm sido reportados elevados índices de dor em regiões da coluna vertebral de triatletas (O'TOOLE et al., 1989; MANNINEN e KALLINEN, 1996; VILLAVICENCIO et al., 2006; VILLAVICENCIO et al., 2007).

Na tentativa de reduzir a incidência de dor em regiões da coluna vertebral em decorrência do ciclismo, alguns autores têm sugerido que ciclistas devem fixar seu guidão em uma posição mais elevada (KOLEHMAINEN, HARMS-RINGDAHL e LANSHAMMART, 1989) e evitar o apoio das mãos na região inferior do guidão (postura ataque) (KOLEHMAINEN, HARMS-RINGDAHL e LANSHAMMART, 1989; MELLION, 1994).

Os resultados da presente dissertação de mestrado demonstraram que estas sugestões reduziriam as forças internas atuantes na coluna cervical e conseqüentemente realmente diminuiriam o risco de lesões e dor nesta região, entretanto estas recomendações parecem muito radicais para ciclistas de competição. Para este público uma opção melhor parece ser investigar porque as forças internas aumentam durante o ciclismo, especialmente nas posturas ataque e cotovelos flexionados, para possibilitar intervenções futuras no sentido de reduzir a magnitude destas forças.

Kolehmainen, Harms-Ringdahl e Lanshammart (1989) afirmaram que quando os ciclistas realizam o apoio das mãos na região inferior do guidão ocorre um aumento do momento flexor induzido pela força peso da cabeça e do pescoço, que é consequência do aumento da amplitude de extensão da coluna cervical. Os autores acreditam que como o momento induzido pela força peso aumenta, a força muscular dos extensores cervicais também aumentaria.

Modelos biomecânicos têm mostrado que a força muscular dos extensores cervicais realmente aumenta quando a coluna cervical é estendida, em relação a postura ereta neutra da coluna cervical (MORONEY, SCHULTZ e MILLER, 1988; SNIJDERS, HOEK VAN DIJKE e ROOSCH, 1991; VASAVADA, LI e DELP, 1998). Estes estudos têm atribuído o aumento da força muscular dos extensores cervicais a redução de suas distâncias perpendiculares musculares observadas em extensão. Porém, a distância perpendicular da força peso da cabeça e do pescoço seria reduzida em extensão, pois o vetor da força peso demonstra se aproximar do centro de rotação. Assim, nestes estudos o aumento da força muscular dos extensores cervicais ocorreu porque a redução da distância perpendicular muscular foi proporcionalmente maior do que a redução da distância perpendicular da força peso da cabeça e do pescoço.

No estudo de Kolehmainen, Harms-Ringdahl e Lanshammart (1989) a aceleração foi constante e não influenciou o cálculo da força peso, fazendo com que o momento induzido pela ação desta força dependa somente da sua distância perpendicular. Portanto, se neste estudo a causa do aumento do momento induzido pela força peso foi o aumento da amplitude de extensão cervical, o aumento da amplitude de extensão da coluna cervical deveria aumentar a distância perpendicular da força peso, mas não há indícios na literatura de que isto poderia ocorrer. Ainda mais de forma tão considerável que causasse um aumento de 200 % do momento induzido pela força peso usando o guidão de competição em relação à postura ereta neutra da coluna cervical, conforme relatado pelos autores.

É possível que Kolehmainen, Harms-Ringdahl e Lanshammart (1989) tenham observado os resultados de sua análise cinemática (aumento da amplitude de extensão cervical) e atribuído estes

resultados ao aumento do momento induzido pela força peso, sem observar o nível de anteriorização da cabeça dos sujeitos avaliados, especialmente quando utilizado o guidão de competição. Fora do ambiente do ciclismo, estudos permitem observar que a anteriorização da cabeça pode causar o aumento da distância perpendicular da força peso e conseqüentemente, o aumento da força muscular dos extensores cervicais (HARRISON et al., 2001; HARRISON et al., 2002).

Como descrito anteriormente, assim como o aumento da distância perpendicular da força peso da cabeça e do pescoço, a redução da distância perpendicular muscular também pode causar o aumento da força muscular dos extensores cervicais (MORONEY, SCHULTZ e MILLER, 1988; SNIJDERS, HOEK VAN DIJKE e ROOSCH, 1991; VASAVADA, LI e DELP, 1998; HARRISON et al., 2001; HARRISON et al., 2002).

O estudo de Vasavada, Li e Delp (1998) foi o único encontrado na literatura reportando valores referentes a distância perpendicular dos músculos da coluna cervical. Porém, os autores apresentaram quantitativamente os valores de distância perpendicular somente na postura ereta neutra da coluna cervical, sendo apenas informado o comportamento observado destas distâncias durante os movimentos de flexão/extensão, rotação e inclinação lateral.

Os resultados médios referentes à distância perpendicular dos músculos extensores cervicais, estimados por meio do modelo biomecânico tridimensional da coluna cervical proposto pela presente dissertação, podem ser visualizados no gráfico 3.

É possível observar que os resultados de distância perpendicular dos músculos extensores cervicais estimados pelo modelo biomecânico tridimensional proposto, na postura ereta (gráfico 3), foram semelhantes aos reportados por Vasavada, Li e Delp (1998) (figura 26A) em uma posição semelhante, porém apresentaram magnitudes um pouco superiores.

Acredita-se que estas diferenças observadas com relação a magnitude das distâncias perpendiculares musculares tenham sido obtidas em razão dos diferentes métodos usados pelos dois estudos e por características antropométricas dos sujeitos de pesquisa, uma vez que o modelo biomecânico da coluna cervical proposto foi aplicado a um grupo de ciclistas de competição, enquanto o estudo de Vasavada, Li e Delp (1998) foi construído a partir de estudos com cadáveres e informações anatômicas médias da população mundial.

Se a redução da distância perpendicular representasse o principal mecanismo de aumento das forças musculares dos extensores cervicais durante o ciclismo, seria esperado que os resultados médios de distância perpendicular (gráfico 3) apresentassem um padrão de comportamento inverso ao observado para os resultados médios de força muscular (gráfico 1).

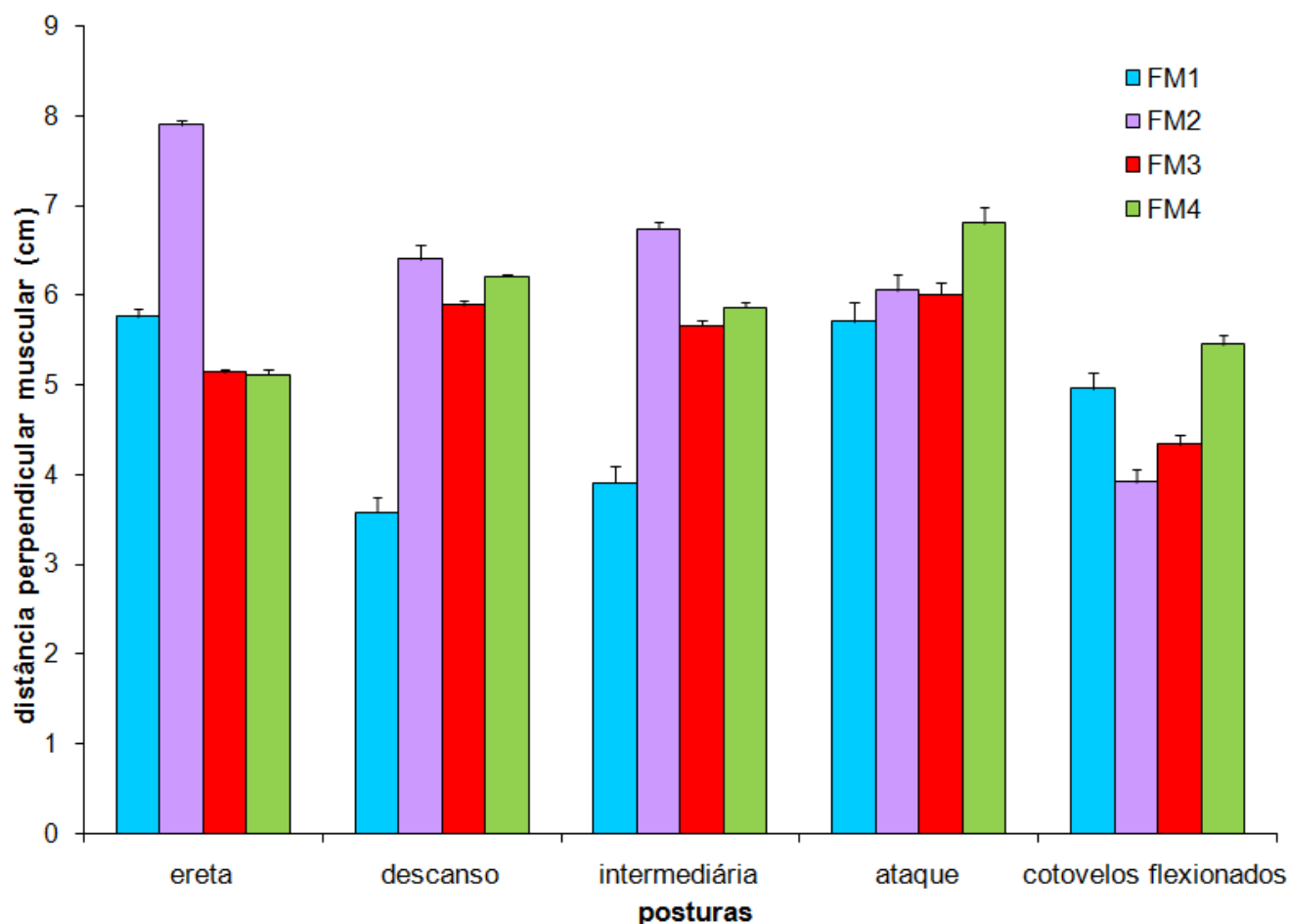


Gráfico 3: Média e erro padrão da distância perpendicular muscular dos extensores cervicais, calculados entre todos os sujeitos, em todas as posturas avaliadas. Onde, FM₁: *rectus capitis posterior major, rectus capitis posterior minor, obliquus capitis superior e obliquus capitis inferior*; FM₂: *semispinalis capitis e splenius capitis*; FM₃: *semispinalis cervicis* e FM₄: *splenius cervicis*.

Ou seja, a distância perpendicular muscular dos extensores cervicais deveria ser consideravelmente reduzida nas posturas que envolvem a prática do ciclismo (descanso, intermediária, ataque e cotovelos flexionados), quando comparadas a postura de referência (ereta). A distância perpendicular muscular dos extensores cervicais também deveria ser gradativamente reduzida à medida que o apoio das mãos do ciclista é transferido da região superior para a região inferior do guidão e os menores valores de distância perpendicular muscular deveriam ser encontrados na postura cotovelos flexionados. Porém, este padrão de comportamento não foi observado para a distância perpendicular muscular dos extensores cervicais.

Embora a distância perpendicular muscular dos extensores cervicais possua grande influência sobre a magnitude das forças musculares estimadas pelo modelo biomecânico

tridimensional proposto, o principal mecanismo apontado como causador do aumento das forças musculares estimadas durante o ciclismo foi o aumento do momento de reação resultante proximal.

Por meio deste mecanismo, a transmissão da sobrecarga mecânica ocorre como uma reação em cadeia. A anteriorização da cabeça aumenta a distância perpendicular da força peso (distanciando o vetor da força peso do centro de rotação). Este aumento da distância perpendicular da força peso da cabeça e do pescoço causa o aumento do momento de reação resultante distal do segmento coluna cervical superior (momento flexor), que por sua vez proporciona o aumento do momento de reação proximal do segmento coluna cervical superior (momento extensor). Finalmente, o aumento do momento de reação resultante proximal do segmento coluna cervical superior gera o aumento das forças internas neste mesmo segmento. Cabe ressaltar que neste estudo a aceleração (tanto linear, como angular) foi sempre próxima de zero e que a magnitude das forças articulares é dependente da magnitude das forças musculares atuantes no mesmo segmento.

Em adição, como o momento de reação resultante proximal do segmento coluna cervical superior é igual em módulo, porém com sentido contrário ao momento de reação resultante distal do segmento coluna cervical inferior, o mecanismo que teve início na anteriorização da cabeça acaba afetando também o momento de reação resultante proximal do segmento coluna cervical inferior e conseqüentemente, a magnitude das forças internas atuantes no segmento coluna cervical inferior.

Estudos têm objetivado estabelecer protocolos de ajustes da bicicleta em acordo com as características antropométricas dos ciclistas, visando prevenir lesões e dor, assim como aumentar a produção de potência muscular (BURKE, 1994; de VEY MESTDAGH, 1998; SILBERMAN et al., 2005). Com relação à prevenção de lesões e dor nas estruturas da coluna vertebral, estes estudos costumam se preocupar com as curvaturas fisiológicas da coluna vertebral.

Considerando a coluna cervical, os autores costumam discutir sobre a amplitude de extensão, mas aparentemente não dão atenção a anteriorização da cabeça (figura 4) (BURKE, 1994; de VEY MESTDAGH, 1998; SILBERMAN et al., 2005). Futuramente, pesquisas semelhantes poderiam incluir em seus protocolos medidas referentes a anteriorização da cabeça, objetivando que os ciclistas e triatletas possam pedalar mantendo posturas aerodinâmicas, sem o desconforto gerado pelas dores em regiões da coluna vertebral.

Embora este estudo tenha apontado a anteriorização da cabeça como um mecanismo de aumento das forças internas, é necessário analisar a capacidade do modelo biomecânico tridimensional da coluna cervical proposto em representar de maneira confiável o sistema de interesse. Como descrito previamente, optou-se inicialmente por avaliar o modelo biomecânico da

coluna cervical proposto por meio da estimativa do erro associado aos sistemas de cinemetry tridimensional e raios X, com base no cálculo da acurácia. A acurácia foi estimada a partir da comparação entre o valor esperado de distância entre dois marcadores dispostos em uma estrutura rígida e o valor referente à mesma distância mensurado experimentalmente.

Para o cálculo da acurácia do sistema de cinemetry tridimensional foram considerados os centros de dois marcadores reflexivos fixos nas extremidades de um bastão de madeira. Cada vez que o sistema de vídeo foi montado ou modificado, foram adquiridas imagens deste bastão de madeira durante 10 segundos, em movimento por toda a área de coleta, e calculada a acurácia. Ao final foi considerada a acurácia média entre todos os arquivos reconstruídos. Os resultados encontrados para bias, precisão e acurácia, representando o erro associado ao sistema de cinemetry tridimensional, estão apresentados na tabela 8.

Tabela 8: Resultados encontrados para bias, precisão e acurácia, representando o erro associado ao sistema de cinemetry tridimensional.

execução	bias (mm)	precisão (mm)	acurácia (mm)
1	3,10	3,82	4,92
2	0,35	4,51	4,52
3	4,86	0,53	4,89
4	3,05	0,21	3,06
5	3,60	2,90	4,62
6	3,84	1,70	4,20
média	3,13	2,28	4,37
desvio-padrão	1,51	1,75	0,69

bias: diferença entre o valor mensurado experimentalmente e o valor esperado, precisão: desvio-padrão das medidas experimentais, acurácia: exatidão da medida.

Já para estimar a acurácia do sistema de raios X foram considerados os centros de duas esferas de chumbo selecionadas no calibrador bidimensional utilizado. Inicialmente foi calculada a acurácia para cada imagem realizada do calibrador e depois foi estabelecida a acurácia média entre todas elas.

Cabe ressaltar que o sistema de raios X não apresenta valores individuais referentes à variável precisão, pois o erro associado a este sistema foi estimado com base em uma única imagem para cada processo de calibração efetuado. Porém, é possível estimar a precisão média, considerando o desvio-padrão entre as medidas realizadas em cada uma das imagens. Ainda, como a precisão não pôde ser estimada individualmente para o sistema de raios X, em cada execução o valor estimado para a acurácia torna-se igual ao valor estimado para bias (equação 58). Os resultados encontrados

para bias, precisão e acurácia, representando o erro associado ao sistema de raios X, estão apresentados na tabela 9.

Tabela 9: Resultados encontrados para bias, precisão e acurácia, representando o erro associado ao sistema de raios X.

execução	bias (mm)	precisão (mm)	acurácia (mm)
1	0,14	-	0,14
2	0,40	-	0,40
3	0,28	-	0,28
4	0,28	-	0,28
5	0,29	-	0,29
6	0,06	-	0,06
7	0,16	-	0,16
média	0,23	0,02	0,23
desvio-padrão	0,11	-	0,11

bias: diferença entre o valor mensurado experimentalmente e o valor esperado, precisão: desvio-padrão das medidas experimentais, acurácia: exatidão da medida.

Analisando as informações descritas nas tabelas 8 e 9, acredita-se que os resultados garantem a confiabilidade dos dados obtidos com base nos sistemas de cinemetria tridimensional e raios X. Considerando o sistema de cinemetria tridimensional, o erro médio associado encontrado não ultrapassou o diâmetro dos marcadores reflexivos utilizados.

O erro associado estimado para aos dois sistemas encontra-se dentro da faixa de erro reportada previamente na literatura. Araújo, Andrade e Barros (2005) utilizaram um sistema de cinemetria tridimensional para avaliar a marcha humana, estimando 3,3 mm para acurácia, 2,5 mm para bias e 2,1 mm para precisão. Ainda, Ribeiro (2006) usou um sistema de cinemetria tridimensional pra analisar os membros superiores e estimou valores de acurácia entre 0,8 e 4,8 mm, bias entre 0,2 e 0,8 e precisão entre 0,7 e 4,7. Já considerando a coluna vertebral, o sistema de cinemetria usado no estudo de La Torre (2009) apresentou valores de acurácia entre 1,5 e 6,4 mm, bias entre 0,8 e 4,3 mm e precisão entre 1,2 e 4,8 mm.

Segundo Barros, Leite e Figueroa (1999) diferenças menores que 1 % do valor esperado devem ser consideradas aceitáveis. No presente estudo, as diferenças encontradas entre os valores esperados e as distâncias mensuradas variaram entre 0,03 e 0,48 % para o sistema de cinemetria tridimensional, e entre 0,12 e 0,8 % para o sistema de raios X.

Em decorrência da impossibilidade de realização de mensurações diretas e pela dificuldade obtida em encontrar na literatura resultados referentes a quantificação das forças musculares e articulares na região cervical, além do cálculo do erro associado aos sistemas de cinemetria

tridimensional e raios X, a avaliação do modelo biomecânico proposto contou com o cálculo do coeficiente de correlação intraclasse (ICC).

De acordo com os critérios previamente estabelecidos (FLEISS, 1986), o coeficiente de correlação intraclasse calculado com base nas variáveis de resposta do modelo biomecânico tridimensional proposto (forças internas) foi considerado excelente e significativo. Os resultados obtidos para o coeficiente de correlação intraclasse (ICC), juntamente ao valor do p calculado, estão apresentados na tabela 10.

Tabela 10: Resultados obtidos para o coeficiente de correlação intraclasse (ICC), juntamente ao valor do p calculado.

variáveis dependentes	ICC	p
FM ₁	0,858	< 0,001*
FM ₂	0,858	< 0,001*
FM ₃	0,879	< 0,001*
FM ₄	0,879	< 0,001*
F _{AS}	0,888	< 0,001*
F _{AI}	0,896	< 0,001*

ICC: coeficiente de correlação intraclasse, p : nível de significância calculado.

Assim, de posse dos resultados referentes a acurácia dos sistemas de cinemetry tridimensional e raios X (tabelas 8 e 9) e do coeficiente de correlação intraclasse (tabela 10), o modelo biomecânico tridimensional da coluna cervical proposto pode ser considerado capaz de representar de maneira confiável o sistema de interesse.

Amplamente, este estudo pretendeu incentivar a aplicação *in vivo* de modelos biomecânicos desenvolvidos para a coluna cervical e a sua utilização como ferramenta de análise do risco de lesões e dor em ambientes inexplorados onde a quantificação das forças internas nesta região seja interessante, como modalidades esportivas. Especificamente, forneceu dados de força com a capacidade de auxiliar na avaliação do risco de lesões e dor nas estruturas da coluna cervical em decorrência da prática do ciclismo, preenchendo uma lacuna existente na literatura.

Mesmo que o modelo biomecânico da coluna cervical proposto tenha sido considerado confiável e tenha apresentado implementações importantes na área da biomecânica da coluna cervical, como a individualização dos centros de rotação, podem ser sugeridas melhorias em sua estrutura. Neste estudo, assim como na maioria dos modelos biomecânicos da coluna vertebral, a linha de ação muscular foi representada por uma linha reta (McGILL e NORMAN, 1986; McGILL, PATT e NORMAN, 1988; MORONEY, SCHULTZ E MILLER, 1988; SNIJDERS, HOEK VAN

DIJKE e ROOSCH, 1991; VASAVADA, LI e DELP, 1998; KINGMA et al., 2001; KINGMA e VAN DIËEN, 2004; KAVCIC, GRENIER e MCGILL, 2004).

A representação linear da linha de ação muscular influencia diretamente o cálculo da distância perpendicular muscular, que interage com a força muscular. Embora seu uso ainda não esteja difundido entre os modelos biomecânicos da coluna cervical, alguns pesquisadores atualmente estão propondo métodos não lineares para representar os músculos cervicais de acordo com sua geometria, gerando maior proximidade com a realidade (VASAVADA et al., 2008). A implementação destes métodos de representação da linha de ação muscular no modelo biomecânico da coluna cervical proposto seria interessante, pois talvez modificasse a influência da distância perpendicular dos extensores cervicais no aumento da força muscular evidenciado no ciclismo.

Em adição, estudos têm afirmado que lesões e dor nas estruturas da coluna poderiam ocorrer sobre a ação de forças de pequena magnitude, se a coluna vertebral estiver mecanicamente instável (figura 20) (CHOLEWICKI e MCGILL, 1996; KAVCIC, GRENIER e MCGILL, 2004; BROWN e MCGILL, 2005). Assim, para avaliar o risco de lesões na região cervical em decorrência do ciclismo, além de quantificar as forças internas atuantes durante o ciclismo, também seria interessante conhecer o efeito das posturas adotadas pelos ciclistas sobre a estabilidade mecânica da coluna cervical.

Fora do ambiente do ciclismo e considerando a coluna lombar, diferentes pesquisas têm quantificado a estabilidade mecânica da coluna vertebral usando um índice de estabilidade estimado por meio de modelos biomecânicos. Este índice de estabilidade é calculado com base em informações como: força muscular, rigidez muscular, comprimento muscular, co-contração muscular, geometria da coluna vertebral, força externa, energia potencial e trabalho realizado (CHOLEWICKI e MCGILL, 1996; KAVCIC, GRENIER e MCGILL, 2004; BROWN e MCGILL, 2005). Futuramente estes métodos poderiam ser implementados no modelo biomecânico da coluna cervical proposto.

Além das possíveis melhorias no modelo biomecânico da coluna cervical, para compreender melhor os mecanismos de lesão e dor nas regiões da coluna vertebral em decorrência do ciclismo, sugere-se a realização de pesquisas na área da biomecânica, para mensurar as forças transmitidas do terreno aos membros superiores dos ciclistas por meio do guidão, fator apontado por alguns pesquisadores (MELLION, 1994; BURKE, 1994) porém ainda não investigado.

Finalmente, pesquisas longitudinais também poderiam ser conduzidas para desenvolver e testar a eficiência de protocolos de treinamento e reabilitação para ciclistas com dor nas estruturas da

coluna vertebral. Conjuntos de alongamentos e exercícios voltados a ciclistas com dores cervicais e lombares (figura 1 e figura 2) puderam ser encontrados na literatura (MELLION, 1994), mas necessitam de avaliação.

Muitos dos exercícios sugeridos são isométricos, sendo a manutenção de posturas isométricas um fator apontado pelo próprio autor como causador de dores na coluna vertebral dos ciclistas, por limitar o fluxo sanguíneo para os músculos e eliminar os movimentos dos discos intervertebrais, necessários para a entrada de nutrientes em sua estrutura e retirada de resíduos (MELLION, 1994; MELLION, 1991).

Com base nas considerações citadas no parágrafo anterior, exercícios dinâmicos seriam uma opção melhor. Porém, considerando a coluna cervical parece mais fácil realizar exercícios isométricos contra resistência manual, pela falta de equipamentos desenvolvidos para esta região. Sem a utilização de equipamentos, exercícios dinâmicos realizados com os indivíduos sentados ou em pé poderiam não oferecer resistência suficiente para o treinamento, enquanto exercícios dinâmicos realizados com os indivíduos deitados poderiam oferecer uma resistência muito elevada para alguns sujeitos.

Para solucionar este problema poderiam ser desenvolvidos e testados protocolos de exercícios usando bandas elásticas. Protocolos de treinamento utilizando tubos elásticos (em algumas situações anexados a equipamentos tradicionais de musculação) têm se mostrado mais eficientes no desenvolvimento de força muscular, quando comparados a treinamentos convencionais (MELO, 2009) e, ao contrário de exercícios isométricos contra resistência manual, a utilização de bandas elásticas permite quantificar a resistência oferecida durante o exercício (LOSS et al., 2002 b).

Em adição, devido às propriedades materiais das bandas elásticas, durante a realização de exercícios dinâmicos com este tipo de acessório, maiores resistências são oferecidas ao final da amplitude do movimento, quando o músculo encontra-se encurtado (LOSS et al., 2002 b). Assim, treinamentos compreendendo exercícios com pequena amplitude de movimento e usando bandas elásticas poderiam causar adaptações musculares como a redução de sarcômeros em série e o aumento de sarcômeros em paralelo (HERZOG et al., 1991), sendo esse tipo de alterações aparentemente benéficas para os músculos extensores da coluna vertebral, que durante o ciclismo necessitam manter contrações isométricas em posições encurtadas para manutenção das posturas adotadas.

7. CONCLUSÕES

Os resultados demonstraram que as forças internas atuantes nas estruturas da coluna cervical, estimadas pela aplicação *in vivo* do modelo biomecânico tridimensional da coluna cervical proposto, apresentaram maiores magnitudes nas posturas que envolvem a prática do ciclismo (descanso, intermediária, ataque e cotovelos flexionados), quando comparadas a postura de referência (ereta).

Observando somente as posturas que envolvem o ciclismo, as forças internas aumentaram gradativamente a medida que os ciclistas transferiram o apoio de suas mãos da região superior para a região inferior do guidão, adotando as posturas descanso, intermediária e ataque, respectivamente. Entretanto, as maiores magnitudes das forças internas foram observadas quando os ciclistas efetuaram o apoio das mãos envolvendo os manetes e flexionaram a articulação do cotovelo (postura cotovelos flexionados).

Proporcionalmente os maiores aumentos das forças internas ocorreram na coluna cervical superior, porém as maiores magnitudes das forças internas foram alcançadas na coluna cervical inferior. A combinação entre a magnitude observada para as forças internas durante o ciclismo e as condições em que esta modalidade esportiva geralmente é praticada (duração e frequência elevadas) sugere que a prática do ciclismo é uma atividade com risco de causar lesões e dor na região cervical, especialmente localizadas na coluna cervical inferior e acometendo os tecidos moles (discos intervertebrais e os músculos *semispinalis cervicis* e *splenius cervicis*).

O risco de lesões e dor é potencializado quando mantidas as posturas ataque e cotovelos flexionados, sendo que os discos intervertebrais seriam mais suscetíveis a lesões na postura cotovelos flexionados. O principal mecanismo responsável pelo aumento das forças internas atuantes na coluna cervical durante o ciclismo observado neste estudo foi a anteriorização da cabeça.

O processo de avaliação demonstrou que o modelo biomecânico tridimensional da coluna cervical proposto foi considerado capaz de representar de maneira confiável o sistema de interesse. Os resultados encontrados são coerentes, sendo o modelo um instrumento adequado para estimar as forças internas atuantes na coluna cervical durante o ciclismo em diferentes posturas.

Treinadores de ciclismo e terapeutas esportivos poderiam usar o conhecimento do comportamento das forças internas atuantes na coluna cervical durante o ciclismo para o desenvolvimento de estratégias de prevenção e programas de reabilitação.

8. REFERÊNCIAS

- ADAMS, M.; DOLAN, P. A technique for quantifying the bending moment acting on the lumbar spine in vivo. **Journal of Biomechanics**, v. 24, n. 2, p. 117-126, 1991.
- ADAMS, M.; DOLAN, P. Spine biomechanics. **Journal of Biomechanics**, v. 38, n. 10, p. 1972-1983, 2005.
- ALEM, N.; NUSHOLTZ, G.; MELVIN, J. Superior-inferior head impact tolerance levels. Ann Arbor: University of Michigan, 1982. IN: CUSICK, J.F.; YOGANANDAN, N. Biomechanics of the cervical spine 4: major injuries. **Clinical Biomechanics**, v. 17, n. 1, p. 1-20, 2002.
- ALLARD, P.; STOKES, I.A.F.; BLANCHI, J.P. **Three-dimensional analysis of human movement**. Champaign: Human Kinetics, 1995.
- ALVES, A.C. **Ciclismo: técnica moderna, história e treinos**. São Paulo: Papelivros, 1980.
- AMBROSIO, F.; KADI, F.; LEXELL, J.; FITZGERALD, G.K.; BONINGER, M.L.; HUARD, J. The effect of muscle loading on skeletal muscle regenerative potential: an update of current research findings relating to aging and neuromuscular pathology. **American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 88, n. 2, p. 145-155, 2009.
- AMEVO, B.; MACINTOSH, J.E.; WORTH, D.; BOGDUK, N. Instantaneous axes of rotation of the typical cervical motion segments: I. an empirical study of technical errors. **Clinical Biomechanics**, v. 6, n. 1, p. 31-37, 1991.
- AMEVO, B.; WORTH, D.; BOGDUK, N. Instantaneous axes of rotation of the typical cervical motion segments: II. Optimization of technical errors. **Clinical Biomechanics**, v. 6, n. 1, p. 38-46, 1991 a.
- AMEVO, B.; WORTH, D.; BOGDUK, N. Instantaneous axes of rotation of the typical cervical motion segments: a study in normal volunteers. **Clinical Biomechanics**, v. 6, n. 2, p. 111-117, 1991 b.
- AMEVO, B.; APRILL, C.; BOGDUK, N. Abnormal instantaneous axes of rotation in patients with neck pain. **Spine**, v. 17, n. 7, p. 748-756, 1992.
- AN, K.N.; KAUFMAN, K.R.; CHAO, E.Y-S. Estimation of muscle and joint forces. IN: ALLARD, P.; STOKES, I.A.F.; BLANCHI, J.P. **Three-dimensional analysis of human movement**. Champaign: Human Kinetics, 1995.
- ANDERSON, C.K.; CHAFFIN, D.B.; HERRIN, G.D.; MATTHEWS, L.S. A biomechanical model of the lumbosacral joint during lifting activities. **Journal of Biomechanics**, v. 18, n. 8, p. 571-584, 1985.
- ANDRADE, L.M. Análise de marcha: protocolo experimental a partir de variáveis cinemáticas e antropométricas. **Dissertação de mestrado**. Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 2002.

AMADIO, A.C. Metodologia Biomecânica para estudo das forças internas no aparelho locomotor: importância e aplicações no movimento humano. In AMADIO A. C. & BARBANTI, V. (orgs) **A biodinâmica do movimento humano e suas relações interdisciplinares**. São Paulo: Estação Liberdade Ltda, p. 45-70, 2000.

ANDREWS, J.R.; HARRELSON, G.L.; WILK, K.E. **Reabilitação física das lesões desportivas**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2002.

ARAÚJO, A.G.N. Proposição e avaliação de um modelo de representação dos membros superiores e escápulas durante a marcha. **Dissertação de Mestrado**. Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 2002.

ARAÚJO, A.G.N.; ANDRADE, L.M.; BARROS, R.M.L. Sistema para análise cinemática da marcha humana baseado em videogrametria. **Fisioterapia e Pesquisa**, v. 11, n. 1, p. 3-10, 2005.

ARJMAND, N.; SHIRAZI-ADL, A. Model and in vivo studies on human trunk load portioning and stability in isometric forward flexions. **Journal of Biomechanics**, v. 39, n. 3, p. 510-521, 2006.

ASPLUND, C.; WEBB, C.; BARKDULL, T. Neck and back pain in bicycling. **Current Sports Medicine Reports**, v. 4, n. 5, p. 271-274, 2005.

AXLER, C.T.; MCGILL, S.M. Low back loads over a variety of abdominal exercises: searching for the safest abdominal challenge. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 29, n. 6, p. 804-811, 1997.

BARROS, R.M.L.; LEITE, N.; FIGUEROA, P.J. Desenvolvimento e avaliação de um sistema para análises tridimensionais de movimentos humanos. **Revista Brasileira de Engenharia Biomédica**, v. 15, n. 1-2, p. 79-86, 1999.

BARROS, R.M.L.; RUSSOMANO, T.G.; FIGUEROA, P.J; BRENZIKOFER, R. A method to synchronise video cameras using the audio band. **Journal of Biomechanics**, v. 39, n. 4, p. 776-780, 2006.

BASSETT, R.W.; BROWNE, A.O.; MORREY, B.F.; AN, K.N. Glenohumeral muscle force and moment mechanics in a position of shoulder instability. **Journal of Biomechanics**, v. 23, n. 5, p. 405-415, 1990.

BAUM, B.S.; LI, L. Lower extremity activities during cycling are influenced by load and frequency. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 13, n. 2, p. 181-190, 2003.

BELYTSCHKO, T.; SCHWER, L.; SCHULTZ, A.B. A model for analytical investigation of three-dimensional head-spine dynamics. Technical Report AMRL-TR-76-10, Aerospace Medical Research Laboratory, Wright-Patterson Air Force Base, Ohio, 1976. IN: DE JAGER, M.K.J. Mathematical modelling of the human cervical spine: A survey of the literature. **Proceedings of International Conference on the Biomechanics of Impacts**, p. 213-227, 1993.

BELYTSCHKO, T.; PRIVITZER, E. A three dimensional discrete element dynamic model of the spine head and torso. Models and analogues for the evaluation of human biodynamic response,

performance and protection. AGARD Conference Proceedings, n. 253, Paper A9, 1979. IN: DE JAGER, M.K.J. Mathematical modelling of the human cervical spine: A survey of the literature. **Proceedings of International Conference on the Biomechanics of Impacts**, p. 213-227, 1993.

BINI, R.R.; CARPES, F.P.; DIEFENTHAELER, F.; MOTA, C.B.; GUIMARÃES, A.C. Physiological and electromyographic responses during 40-km cycling time trial: relationship to muscle coordination and performance. **Journal of Sports Science and Medicine**, v. 11, n. 4, p. 363-370, 2007.

BINI, R.R.; DIEFENTHAELER, F.; MOTA, C.B. Fatigue effects on the coordinative pattern during cycling: kinetics and kinematics evaluation. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, 2008, In Press.

BOGDUK, N.; AMEVO, B.; PEARCY, M. A biological basis for instantaneous centres of rotation of the vertebral column. **Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers. Part H. Journal of Engineering in Medicine**, v. 209, n. 3, p. 177-183, 1995.

BOGDUK, N.; MACINTOSH, J.E.; PEARCY, M.J. A universal model of the lumbar back muscles in the upright position. **Spine**, v. 17, n. 8, p. 897-913, 1992.

BOGDUK, N.; MERCER, S. Biomechanics of the cervical spine I: Normal kinematics. **Clinical Biomechanics**, v. 15, n. 9, p.633-648, 2000.

BOGDUK, N.; YOGANANDAN, N. Biomechanics of the cervical spine Part 3: minor injuries. **Clinical Biomechanics**, v. 16, n. 4, p. 267-275, 2001.

BOHLMANN, J.T. Injuries in competitive cycling. **The Physician and Sports Medicine Journal**, v. 9, n. 5, p.117-124, 1981.

BRIER, S.R.; NYFIELD, B. A comparison of hip and lumbopelvic inflexibility and low back pain in runners and cyclists. **Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics**, v.18, n. 1, p. 25-28, 1995.

BROWN, S.H.M.; MCGILL, S.M. Muscle force-stiffness characteristics influence joint stability: A spine example. **Clinical Biomechanics**, v. 20, n. 9, p. 917-922, 2005.

BURKE, E. R. Proper fit of the bicycle. **Clinics Sports Medicine**, v. 13, n. 1, p. 1-14, 1994.

BURKE E.R. **High tech cycling**. Champaign: Human Kinetics, 1996.

BURNETT, A.; CORNELIUS, M.W; DANKAERTS, W.; O'SULLIVAN, P.B. Spinal kinematics and trunk muscles activity in cyclists: a comparison between healthy controls and non-specific chronic low back pain subjects – a pilot investigation. **Manual Therapy**, v. 9, n. 4, p. 211-219, 2004.

CALLAGHAN, J.P.; GUNNING, J.L.; MCGILL, S.M. The relationship between lumbar spine loads and muscle activity during extensor exercises. **Physical Therapy**, v. 78, n. 1, p. 8-18, 1998.

CALLAGHAN, M.J. Lower body problems and injury in cycling. **Journal of Bodywork and Movement Therapies**, v.9, n.3, p.226-236, 2005.

CANDOTTI, C.T.; RIBEIRO, J.; SOARES, D.P.; de OLIVEIRA, A.R.; LOSS, J.F.; GIMARÃES, A.C. Effective force and economy of triathletes and cyclists. **Sports Biomechanics**, v. 6, n. 1, p. 31-43, 2007.

CANDOTTI, C.T.; LOSS, J.F.; BAGATINI, D.; SOARES, D.P.; da ROCHA, E.K.; de OLIVEIRA, A.R.; GUIMARÃES, A.C. Cocontraction and economy of triathletes and cyclists at different cadences during cycling motion. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 19, n. 5, p. 915-921, 2008.

CAÑEIRO, J.P.T. Proposta metodológica para o cálculo da força de contato patelofemoral. **Dissertação de Mestrado**. Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano da Universidade Federal do Rio grande do Sul, Porto Alegre, 2004.

CHAFFIN, D.B.; ANDERSON, G.B.J.; MARTIN, J.B. **Biomecânica ocupacional**. Belo Horizonte: Ergo, 2001.

CHANG, Y; HUGHES, R.E.; SU, F.; ITOI, E.; AN, K.N. Prediction of muscle force involved in shoulder internal rotation. **Journal of Shoulder and Elbow Surgery**, v. 9, n. 3, p. 188-195, 2000.

CHENG, C.K.; CHEN, H-H.K.; KUO, C-L.; CHEN, W-J.; LIU, C-L. A three-dimensional mathematical model for predicting spinal joint force distribution during manual liftings. **Clinical Biomechanics**, v. 13, n. 1, p. S59-S64, 1998.

CHOLEWICKI, J.; MCGILL, S.M. Mechanical stability of the *in vivo* lumbar spine: implications for injury and chronic low back pain. **Clinical Biomechanics**, v. 11, n. 1, p. 1-15, 1996.

CHRISTIAANS, H.H.; BREMNER, A. Comfort on bicycles and validity of a commercial bicycle fitting system. **Applied Ergonomics**, v. 29, n. 3, p. 201-211, 1998.

CULVER, R.; BENDER, M.; MELVIN, J. Mechanisms, tolerances, and responses obtained under dynamic superior-inferior head impact. Ann Arbor: University of Michigan, 1978. IN: CUSICK, J.F.; YOGANANDAN, N. Biomechanics of the cervical spine 4: major injuries. **Clinical Biomechanics**, v. 17, n. 1, p. 1-20, 2002.

CUSICK, J.F.; YOGANANDAN, N. Biomechanics of the cervical spine 4: major injuries. **Clinical Biomechanics**, v. 17, n. 1, p. 1-20, 2002.

DALLA VECCHIA, E.; DUARTE, M.; SERRÃO, J.C.; RODRIGUEZ, M.D.; AMADIO, A.C. Aspectos metodológicos para a determinação de cargas internas no segmento inferior humano. **Anais do VIII Congresso Brasileiro de Biomecânica**. Florianópolis, p. 269-274, 1999.

DANG, A.B.; HU, S.S.; TAY, B.K. Biomechanics of the anterior longitudinal ligament during 8 g whiplash simulation following single and contiguous two-level fusion: a finite element study. **Spine**, v. 33, n. 6, p. 607-611, 2008.

DE JAGER, M.K.J. Mathematical modelling of the human cervical spine: A survey of the literature. **Proceedings of International Conference on the Biomechanics of Impacts**, p. 213-227, 1993.

DE JAGER, M.K.J.; SAUREN, A.; THUNNISSEN, J.; WISMANS, J. A three-dimensional head-neck model: validation for frontal and lateral impacts. **Proceedings of the 38th Stapp Car Crash Conference**, p. 93-109, 1994.

DE JAGER, M.K.J. Mathematical head-neck models for acceleration impacts. **Tese de doutorado**. Eindhoven University of Technology, Eindhoven, 1996.

DE VEY MESTDAGH, K. Personal perspective: in search of a optimum cycling posture. **Applied Ergonomics**, v. 29, n. 5, p. 325-334, 1998.

DUL, J.; JOHNSON, G.E.; SHIAMI, R.; TOWNSEND, M.A. Muscular Synergism – II. A minimum-fatigue criterion for load sharing between synergistic muscle. **Journal of Biomechanics**, v. 17, n.9, p. 675-684, 1984.

DULHUNTY, J. A simplified conceptual model of the human cervical spine for evaluating force transmission in upright static posture. **Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics**, v. 25, n. 5, p. 306-317, 2002.

ERDERMIR, A.; McLEAN, S.; HERZOG, W.; VAN DEN BOGERT, A. Model-based estimation of muscle forces exerted during movements. **Clinical Biomechanics**, v. 22, n. 2, p. 131-154, 2007.

ESAT, V.; ACAR, M. Viscoelastic finite element analysis of the cervical intervertebral discs in conjunction with a multi-body dynamic model of the human head and neck. **Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers. Part H. Journal of Engineering in Medicine**, v. 223, n. 2, p. 249-262, 2009.

FATHALLAH, F.A.; MARRAS, W.S.; PARNIANPOUR, M. The role of complex, simultaneous trunk motions in the risk of occupation-related low back disorders. **Spine**, v. 23, n. 9, p. 1035-1042, 1998.

FELTNER, M.E.; TAYLOR, G. Three-Dimensional kinetic of the shoulder, elbow, and wrist during a penalty throw in water polo. **Journal of Applied Biomechanics**, v. 13, p. 347-372, 1997.

FIGUEROA, P.J.; LEITE, N.; BARROS, R.M.L. A flexible software for tracking of markers used in human. **Computer Methods and Programs in Biomedicine**, v. 72, n. 2, p. 155-165, 2003.

FINSEN, L. Biomechanical aspects of occupational neck postures during dental work. **International Journal of Industrial Ergonomics**, v. 23, n. 5-6, p. 397-406, 1999.

FISCHBEIN, E. Intuition in Sciences and Mathematics. Dordrecht, Netherlands: D. Reidel Publishing Company, 1987. IN: Nigg, B.M.; Herzog, W. **Biomechanics of the musculo-skeletal system**. New York: John Wiley & Sons Ltda, 1994.

FLEISS, R.L. **The design and analysis of the clinical experiments**. New York: John Wiley and Sons, 1986.

FRYMOYER, J.W.; FRYMOYER, W.W.; WILDER, D.G.; POPE, M.H. The mechanical and kinematic analysis of the lumbar spine in normal living human subjects *in vivo*. **Journal of Biomechanics**, v. 12, n. 2, p. 165-172, 1979.

GONZALEZ, H.; HULL, M.L. Multivariable optimization of cycling biomechanics. **Journal of Biomechanics**, v. 22, n.11-12, p.1151-1161, 1989.

GOTSHALL, R.W.; BAUER, T.A.; FAHRNER, S.L. Cycling cadence alters exercise hemodynamics. **International Journal of Sports Medicine**, v. 17, n. 1, p. 17-21, 1996.

GRANATA, K.P., MARRAS, W.S. An EMG-assisted model of loads on the lumbar spine during asymmetric trunk extensions. **Journal of Biomechanics**, v. 26, n. 12, p. 1429-1438, 1993.

GRANATA, K.P., MARRAS, W.S. An EMG-assisted model of trunk loading during free-dynamic lifting. **Journal of Biomechanics**, v. 28, n. 11, p. 1309-1317, 1995.

GRANATA, K.P., MARRAS, W.S. Cost-benefit of muscle cocontraction in protecting against spinal instability. **Spine**, v. 25, n. 11, p. 1398-1404, 2000.

GREGOR, R.J. Biomechanics of cycling. IN GARRET, WE & KIRKENDALL, D.T. **Exercise and Sport Science**, Lipincott Williams & Wilkins, Philadelphia, p. 515-537, 2000.

HALL, S.J. **Biomecânica básica**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2000.

HANS-JOACHIM, W.; NEEF, P.; HINZ, B.; SEIDEL, H.; CLAES, L. Intradiscal pressure together with anthropometric data – a data set for the validation of models. **Clinical Biomechanics**, v. 16, n. 1, p. 111-126, 2001.

HAPPEE, R.; VAN DER HELM, F.C.T. The control of shoulder muscles during goal directed movements an inverse dynamic analysis. **Journal of Biomechanics**, v. 28, n. 10, p. 1179-1191, 1995.

HARRISON, D.E.; HARRISON, D.D; JANIK, T.J.; WILLIAM JONES, E.; CAILLIET, R.; NORMAND, M. Comparison of axial and flexural stresses in lordosis and three buckled configurations of the cervical spine. **Clinical Biomechanics**, v. 16, n. 4, p. 276-284, 2001.

HARRISON, D.E.; WILLIAM JONES, E.; JANIK, T.J.; HARRISON, D.D. Evaluation of axial and flexural stresses in the vertebral body cortex and trabecular bone in lordosis and two sagittal cervical translation configurations with an elliptical shell model. **Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics**, v. 25, n. 6, p. 391-401, 2002.

HARMS-RINGDAHL, K. On assessment of shoulder exercise and load-elicited pain in the cervical spine: Biomechanical analysis of load – EMG – methodological studies of pain provoked extreme position. **Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine**, supplement n. 14, p. 1-40, 1986.

HARMS-RINGDAHL, K.; EKHOLM, J.; SCHULDT, K.; NÉMETH, G.; ARBORELIUS, U.P. Load moments and myoelectric activity when the cervical spine is held in full flexion and extension. **Ergonomics**, v. 29, n. 12, p. 1539-1552, 1986.

HARMS-RINGDAHL, K.; SCHÜLDT, K. Maximum neck extension strength and relative neck muscular load in different cervical spine positions. **Clinical Biomechanics**, v. 4, n. 1, p. 17-24, 1988.

HEDENSTIERNA, S.; HALLDIN, P. How does a three-dimensional continuum muscle model affect the kinematics and muscle strains of a finite element neck model compared to a discrete muscle model in rear-end, frontal, and lateral impacts. **Spine**, v. 33, n. 8, p. 236-245, 2008.

HERZOG, W.; GUIMARÃES, A.C.; ANTON, M.G.; CARTER-ERDMAN, K.A. Moment-length relations of rectus femoris muscles of speed skaters, cyclists and runners. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 23, n. 11, p. 1289-1296, 1991.

HÖGFORS, C.; SIGHOLM, G.; HERBERTS, P. Biomechanical model of the human shoulder --I. Elements. **Journal Biomechanics**, v. 20, n. 2, p. 157-166, 1987.

HULL, M.L.; GONZALEZ, H. Bivariate optimization of pedaling rate and crank arm length in cycling. **Journal of Biomechanics**, v. 21, n. 10, p. 839-849, 1988.

IMAJO, Y.; HIIRAGI, I.; KATO, Y.; TAGUCHI, T. Use of the finite element method to study the mechanism of spinal cord injury without radiological abnormality in the cervical spine. **Spine**, v. 34, n. 2, p. 83-87, 2009.

KARLSSON, D.; PETERSON, B. Towards a model for force predictions in the human shoulder. **Journal of Biomechanics**, v. 25, n. 2, p. 189-199, 1992.

KAMIBAYASHI, L.K.; RICHMOND, F.J. Morphometry of human neck muscles. **Spine**, v. 23, n. 12, p. 1314-1323, 1998.

KAUFMAN, K.R.; AN, K.N.; LITCHY, W.J.; CHAO, Y.S. Physiological prediction of muscle forces – I. Theoretical Formulation. **Neuroscience**, v. 40, n. 3, p. 781-792, 1991.

KAUTZ, S.A.; HULL, M.L. Dynamic optimization analysis for equipment setup problems in endurance cycling. **Journal of Biomechanics**, v. 28, n. 11, p.1391-1401, 1995.

KAVCIC, N.; GRENIER, S.; MCGILL, S.M. Determining the stabilizing role of individual torso muscles during rehabilitation exercises. **Spine**, v. 29, n. 11, p. 1254-1265, 2004.

KEMENY, J.G. A philosopher looks at science. Princeton: D van Nostrand Company, 1959. IN: Nigg, B.M.; Herzog, W. **Biomechanics of the musculo-skeletal system**. New York: John Wiley & Sons Ltda, 1994.

KINGMA, I.; LOOZE, M.P.; TOUSSAINT, H.M.; KLIJNSMA, H.G.; BRUIJNEN, T.B.M. Validation of a full body 3-D dynamic linked segment model. **Human Movement Science**, v. 15, n. 6, p. 833-860, 1996.

KINGMA, I.; BATEN, C.T.; DOLAN, P.; TOUSSAINT, H.M.; VAN DIEËN, J.H.; DE LOOZE, M.P.; ADAMS, M. Lumbar loading during lifting: a comparative study of three measurement techniques. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 11, n. 5, p. 337-345, 2001.

KINGMA, I.; VAN DIEËN, J.H. Lifting over an obstacle: effects of one-handed lifting and hand support on trunk kinematics and low back loading. **Journal of Biomechanics**, v. 37, n. 2, p. 249-255, 2004.

KOLEHMAINEN, I.; HARMS-RINGDAHL, K.; LANSHAMMART, H. Cervical spine positions and load moments during bicycling with different handlebar positions. **Clinical Biomechanics**, v.4, n. 2, p.105-110, 1989.

KYLE, C.R. Energy and aerodynamics in bicycling. **Clinics in Sports Medicine**, v. 13, n. 1, p. 39-73, 1994.

KULUND, D.N.; BRUBAKER, C.E. Injuries in the Bikecentennial tour. **The Physician and Sports Medicine Journal**, v. 6, n. 6, p. 74-78, 1978.

LA TORRE, M.; MELO, M. de O.; PASINI, M.; ARAÚJO, L.D.; CANDOTTI, C.T.; LOSS, J.F. Cálculo das forças internas na coluna lombar pela técnica da dinâmica inversa. **Revista Brasileira de Ciências do Esporte**, v. 29, n. 2, p. 27-43, 2008.

LA TORRE, M. Desenvolvimento de um macromodelo biomecânico tridimensional da coluna vertebral durante tarefas de levantamento. **Dissertação de mestrado**. Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano da Universidade Federal do Rio grande do Sul, Porto Alegre, 2009.

LI, L.; CALDWELL, G.E. Muscle coordination in cycling: effect of surface and posture. **Journal of Applied Physiology**, v. 85, n. 3, p. 927-934, 1998.

LI, X.F.; DAI, L.Y. Three-dimensional finite element model of the cervical spinal cord: preliminary results of injury mechanism analysis. **Spine**, v. 34, n. 11, p. 1140-1147, 2009.

LINDER, A. A new mathematical neck model for a low-velocity rear-end impact dummy: evaluation of components influencing head kinematics. **Accident Analysis and Prevention**, v. 32, n. 2, p. 261-269, 2000.

LOSS, J.F. Avaliação dos parâmetros inerciais massa, centro de massa e momento de inércia do membro inferior em humanos. **Tese de Doutorado**. Pós-Graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2001.

LOSS, J.F.; CERVIERI, A.; SOARES, D.; SCARRONE, F.; ZARO, M.A.; VAN DEN BOGERT, A.J. Cálculo de forças e momentos articulares resultantes pelo método da dinâmica inversa. **Revista Brasileira de Ciências do Esporte**, v. 23, n. 3, p. 93-104, 2002 a.

LOSS, J.F.; KOETZ, A.P.; SOARES, D.P.; SCARRONE, F.F.; HENNEMANN, V.; SACHARUK, V.Z. Quantificação da resistência oferecida por bandas elásticas. **Revista Brasileira de Ciências do Esporte**, v. 24, n. 1, p. 61-72, 2002 b.

LOSS, J.F.; SOARES, D.; CAÑEIRO, J.; ALDABE, D.; RIBERIO, D.; GANDOLFI, L. O uso da dinâmica inversa em situações envolvendo cadeia cinemática aberta. **Revista Brasileira de Biomecânica**, v. 7, n. 12, p. 23-32, 2006.

LOVSUND, P.; NYGREN, A.; SALEN, B.; TINGVALL, C. Neck injuries in rear end collisions among front and rear seat occupants. **Proceedings of International Conference on the Biomechanics of Impacts**, p. 319-325, 1988.

LOWE, B.D; SCHRADER, S.M.; BREITENSTEIN, M.J. Effect of bicycle saddle designs on the perineum of the bicyclist. **Medicine Science and Sports Exercise**, v. 36, n. 6, p. 1055-1061, 2004.

MANNINEN, J.S.; KALLINEN, M. Low back pain and other overuse injuries in a group of japanese triathletes. **British Journal of Sports Medicine**, v. 30, n. 2, p. 134-139, 1996.

MAAG, U.; DESJARDINS, D.; BOURBEAU, R.; LABERGE-NADEAU, C. Seat belts and neck injuries. **Proceedings of International Conference on the Biomechanics of Impacts**, p. 1-13, 1990.

MARSH, A.P.; MARTIN, P.E. Effect of cycling experience, aerobic power, and power output on preferred and most economical cycling cadences. **Medicine Science and Sports Exercise**, v. 29, n. 9, p. 1225-1232, 1997.

McGILL, S.M.; NORMAN, R.W. Partitioning of the L4-L5 dynamic moment into disc, ligamentous, and muscular components during lifting. **Spine**, v. 11, n. 7, p. 666-678, 1986.

McGILL, S.M.; PATT, N.; NORMAN, R.W. Measurement of the trunk musculature of active males using CT scan radiography: implications for force, moment generating capacity about the L4/L5 joint. **Journal of Biomechanics**, v. 21, n. 4, p. 329-341, 1988.

McGINNIS, P.M. **Biomecânica do esporte e exercício**. Porto Alegre: Artmed, 2002.

MELLION, M.B. Common cycling injuries, management and prevention. **Clinics Sports Medicine**, v.11, n. 1, p. 52-70, 1991.

MELLION, M.B. Neck and back pain in bicycling. **Clinics Sports Medicine**, v.13, n.1, p.137-164, 1994.

MELO, M. de O. Alterações na força de resistência de equipamentos com o uso de tubos elásticos anexados à carga. **Dissertação de mestrado**. Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano da Universidade Federal do Rio grande do Sul, Porto Alegre, 2009.

MORONEY, S.P.; SCHULTZ, A.B.; MILLER, J.A. Analysis and measurement of neck loads. **Journal of Orthopaedic Research**, v. 6, n. 5, p. 713-720, 1988.

MORRIS, D.M.; LONDEREE, B.R. The effects of bicycle crank arm length on oxygen consumption. **Canadian Journal of Applied Physiology**, v. 22, n. 5, p. 429-438, 1997.

NACHEMSON, A.L.; MORRIS, J.M. In vivo measurements of intradiscal pressure. **Journal of Bone Joint Surgery**, v. 46, n. 5, p. 1077-1092, 1964.

NACHEMSON, A.L.; SCULTZ, A. B.; BERKSON, M.H. Mechanical properties of human lumbar spine motion segments. Influences of age, sex, disc level and degeneration. **Spine**, v. 4, n. 1, p. 1-8, 1979.

NIGG, B.M.; HERZOG, W. **Biomechanics of the musculo-skeletal system**. New York: John Wiley & Sons Ltda, 1994.

NUSHOLTZ, G.S.; HUELKE, D.E.; LUZ, P.; ALEM, N.M.; MONTAVO, F. Cervical spine injury mechanisms. Proceedings of the 27th Stapp Car Crash Conference, p. 179-198, 1983. IN: CUSICK, J.F.; YOGANANDAN, N. Biomechanics of the cervical spine 4: major injuries. **Clinical Biomechanics**, v. 17, n. 1, p. 1-20, 2002.

NUSHOLTZ, G.S.; MELVIN, J.W.; HUELKE, D.E.; ALEM, N.M.; BLANK, J.G. Response of cervical spine to superior inferior head impact. Proceedings of the 25th Stapp Car Crash Conference, p. 197-237, 1981. IN: CUSICK, J.F.; YOGANANDAN, N. Biomechanics of the cervical spine 4: major injuries. **Clinical Biomechanics**, v. 17, n. 1, p. 1-20, 2002.

O'TOOLE, M.L.; HILLER, W.D.; SMITH, R.A.; SISK, T.D. Overuse injuries in ultraendurance triathletes. **The American Journal of Sports Medicine**, v. 17, n. 4, p. 514-518, 1989.

PALOMAR, A.P.; CALVO, B.; DOBLARÉ, M. An accurate finite element model of the cervical spine under quasi-static loading. **Journal of Biomechanics**, v. 41, n. 3, p. 523-531, 2008.

PANJABI, M.M. Cervical spine models for biomechanical research. **Spine**, v. 23, n. 24, p. 2684-2700, 1998.

PANJABI, M.M.; CHOLEWICKI, J.; NIBU, K.; GRAUER, J.; BABAT, L.B.; DVORAK, J. Critical load of the human cervical spine: an *in vitro* experimental study. **Clinical Biomechanics**, v. 13, n. 1, p. 11-17, 1998.

PANZER, M.B.; CRONIN, D.S. C4-C5 segment finite element model development, validation, and load-sharing investigation. **Journal of Biomechanics**, v. 42, n. 4, p. 480-490, 2009.

PASCOAL, A.G. **Ombro e elevação do braço: análise cinemática e electromiográfica sobre a influência da carga externa e velocidade do braço no ritmo escapulo-umeral tridimensional**. Lisboa: FMH edições, 2001.

PASINI, M.; MELO, M. de O.; CANDOTTI, C.T. Evaluation of neuromuscular activation of lumbar and cervical extension muscle of cyclists with and without pain during different postures and cadences. **FIEP Bulletin**, v. 76, n. 2, p. 113-116, 2006.

PASINI, M.; LA TORRE, M.; DELWING, G.B.; ARAÚJO, L.D.; CHAISE, F.; MELO, M. de O.; LOSS, J.F.; CANDOTTI, C.T. Avaliação das forças internas na região cervical durante o ciclismo em diferentes posturas. **Anais do XVIII Salão de Iniciação Cinética**. Porto Alegre: UFRGS, p. 499, 2006.

PASINI, M.; SCHAURICH, R.F.; DELWING, G.B.; MELO, M. de O.; LA TORRE, M.; ARAÚJO, L.D.; LOSS, J.F.; CANDOTTI, C.T. Análise do comportamento neuromuscular dos extensores cervicais durante o ciclismo. **Anais do XII Congresso Brasileiro de Biomecânica**, Rio Claro: UNESP, p. 614-619, 2007 a.

PASINI, M.; CANDOTTI, C.T.; LOSS, J.F.; MELO, M. de O.; LA TORRE, M.; SILVA, R.E.; TEIXEIRA, R.B.; DELWING, G.B. A biomechanical model of the cervical spine during cycling. **Proceedings of XXV International Symposium on Biomechanics in Sports**, Ouro Preto: ISBS, p. 402-405, 2007 b.

PUTTLITZ, C.M.; GOEL, V.K.; CLARK, C.R.; TRAYNELIS, V.C.; SCIFERT, J.L.; GROSLAND, N.M. Biomechanical rationale for the pathology of rheumatoid arthritis in the craniovertebral junction. **Spine**, v. 25, n. 13, p. 1607-1616, 2000.

QUEISSER, F.; BLUTHNER, R.; BRAUER, D.; SEIDEL, H. The relationship between the electromyogram-amplitude and isometric extension torques of neck muscles at different positions of the cervical spine. **European Journal of Applied Physiology**, v. 68, n. 1, p. 92-101, 1994.

REID, S.E.; RAVIV, G.; REID JR, S.E. Neck muscle resistance to head impact. **Aviation, Space, and Environmental Medicine**, v. 52, n. 2, p. 78-84, 1981.

RIBEIRO, D.C. Implementação de um modelo para cálculo das forças proximais e momentos proximais resultantes para o membro superior. **Dissertação de mestrado**. Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano da Universidade Federal do Rio grande do Sul, Porto Alegre, 2006.

ROSSATO, M.; BINI, R.R.; CARPES, F.P.; DIEFENTHAELER F.; MORO, A.R. Cadence and workload effects on pedaling technique of well-trained cyclists. **International Journal of Sports Medicine**, v. 29, n. 9, p. 746-752, 2008.

RYSCHON, T.W. Physiologic aspects of bicycling. **Clinics Sports Med**, v.13, n.1, p.15-38, 1994.

SALAI, M.; BROSH, T.; BLANKSTEIN, A.; ORAN A.; CHECHIK A. Effect of changing the saddle angle on the incidence of low back pain in recreational bicyclists. **British Journal of Sports Medicine**, v. 33, n. 6, p. 398-400, 1999.

SCHÜLDT, K.; HARMS-RINGDAHL, K. Cervical spine position versus e.m.g. activity in neck muscles during maximum isometric neck extension. **Clinical Biomechanics**, v. 3, n. 3, p. 129-136, 1988 a.

SCHÜLDT, K.; HARMS-RINGDAHL, K. Activity levels during isometric test contractions of neck and shoulder muscles. **Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine**, v. 20, n. 3, p.117-127, 1988 b.

SILBERMAN, M.R.; WEBNER, D.; COLLINA, S.; SHIPLE, B.J. Road Bicycle Fit. **Clinical Journal of Sport Medicine**, v. 15, p. 271-276, 2005.

SILVEIRA, L.F.; LOSS, J.F.; CAÑEIRO, J.P.; BERNARDES, C.; ALDABE, D.; ARAÚJO, M.A. de. Método para correção da distorção de imagens obtidas por videofluoroscopia. **Revista Radiologia Brasileira**, v. 38, n. 6, p. 427-430, 2005.

SNIJDERS, C.J.; HOEK VAN DIJKE, G.A.; ROOSCH, E.R. A biomechanical model for the analysis of the cervical spine in static postures. **Journal of Biomechanics**, v. 24, n. 9, p. 783-792, 1991.

SOARES, D.; SCARRONE, F.; LOSS, J.F. A influência do método de obtenção dos parâmetros inerciais no cálculo dos momentos e forças internas resultantes através da dinâmica inversa. **Anais do IX Congresso Brasileiro de Biomecânica**, Gramado, p. 133-138, 2001.

SOGAARD, K.; LAURSEN, B.; JENSEN, B.R.; SJOGAARD, G. Dynamic loads on the upper extremities during two different floor cleaning methods. **Clinical Biomechanics**, v. 16, n. 10, p. 866-879, 2001.

THURESSON, M.; ANG, B.; LINDER, J.; HARMS-RINGDAHL, K. Intra-rater reliability of electromyographic recordings and subjective evaluation of neck muscle fatigue among helicopter pilots. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 15, n. 3, p. 323-331, 2005.

TOO, D. Biomechanics of cycling and factors affecting performance. **Sports Medicine**, v. 10, n. 5, p. 286-302, 1990.

VAN DER HELM, F.C.T.; VEGGER, H.E.J.; PRONK, G.M.; VAN DER WOUDE, L.H.V.; ROZENDAL, R.H. Geometry parameters for musculoskeletal modeling of the shoulder system. **Journal of Biomechanics**, v. 25, n. 2, p. 129-144, 1992.

VAN DER HELM, F.C.T. Analysis of kinematic and dynamic behavior of the shoulder mechanism. **Journal of Biomechanics**, v. 27, n. 5, p. 527-550, 1994.

VAN DIEËN, J.H.; HOOZEMANS, M.J.M.; TOUSSAINT, H.M. Stoop or squat: a review of biomechanical studies on lifting technique. **Clinical Biomechanics**, v. 14, n. 10, p. 685-696, 1999.

VASAVADA, A.N.; LI, S.; DELP, S.L. Influence of muscle morphometry and moment arms on the moment-generating of human neck muscles. **Spine**, v. 23, n. 4, p. 412-422, 1998.

VASAVADA, A.N.; BRAULT, J.R.; SIEGMUND, G.P. Musculotendon and fascicle strains in anterior and posterior neck muscles during whiplash injury. **Spine**, v. 32, n. 7, p. 756-765, 2007.

VASAVADA, A.N.; LASHER, R.A.; MEYER, T.E.; LIN, D.C. Defining and evaluating wrapping surfaces for MRI-derived spinal muscle paths. **Journal of Biomechanics**, v. 41, n. 7, p. 1450-1457, 2008.

VAUGHAN, C.L.; DAVIS, B.L.; O'CONNOR, J.C. **Dynamics of human gait**. South Africa: Kobo Publishers, 1999.

VILLAVICENCIO, A.T., BURNEIKIENE, S., HERNÁNDEZ, T.D., THRAMANN, J. Back and neck pain in triathletes. **Neurosurgical Focus**, v. 21, n. 4, p. 1-7, 2006.

VILLAVICENCIO, A.T., HERNÁNDEZ, T.D.; BURNEIKIENE, S., THRAMANN, J. Neck pain in multisport athletes. **Journal of Neurosurgery Spine**, v. 7, n. 4, p. 408-413, 2007.

WEISS, B.D. Nontraumatic injury in amateur long distance bicyclists. **The American Journal of Sports Medicine**, v. 13, n. 3, p. 187-192, 1985.

WESTERLING, D.; JONSSON B.G. Pain from the neck-shoulder region and sick leave. **Scandinavian Journal of Social Medicine**, v. 8, n. 3, p. 131-136, 1980.

WILBER, C.A.; HOLLAND, G.J.; MADISON, R.E.; LOY, S.F. An epidemiological analysis of overuse injuries among recreational cyclists. **International Journal of Sports Medicine**, v. 16, n. 3, p. 201-206, 1995.

WILLIAMS, M.; LISSNER, H. Center of gravity segmental weight and length determinations. IN: **Biomechanics of human motion**. Philadelphia-London: Saunders Co, 1962.

WINTER, D.A. **Biomechanics and Motor Control of Human Movement**. New York: John Wiley & Sons Ltda, 2005.

WITTEN, W.A.; BROWN, E.W.; WITTEN, C.X.; WELLS, R. Kinematic and kinetic analysis of the overgrip giant swing on the uneven parallel bars. **Journal of Applied Biomechanics**, v. 12, n. 4, p. 431-448, 1996.

WU, G.; VAN DER HELM, F.C.; VEEGER, H.E.; MAKHSOUS, M.; VAN ROY, P.; ANGLIN, C.; NAGELS, J.; KARDUNA, A.R.; McQUADE, K.; WANG, X.; WERNER, F.W.; BUCHHOLZ, B. ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion – part II: shoulder, elbow, hand and wrist. **Journal of Biomechanics**, v.38, n. 5, p. 981-992, 2005.

YOGANANDAN, N.; SANCES, A.JR.; MAIMAN, D.J.; MYKLEBUST, J.B.; PECH, P.; LARSON, S.J. Experimental spinal injuries with vertical impact. **Spine**, v. 11, n. 9, p. 855-860, 1986.

YOGANANDAN, N.; KUMARESAN, S.; PINTAR, F.A. Biomechanics of the cervical spine Part 2. Cervical spine soft tissue responses and biomechanical modeling. **Clinical Biomechanics**, v. 16, n. 1, p. 1-27, 2001.

ZATSIORSKY, V.M. **Kinematics of human motion**. Champaign: Human Kinetics, 1998.

ZATSIORSKY, V.M. **Kinetics of human motion**. Champaign: Human Kinetics, 2002.

9. ANEXOS

9.1. ANEXO A: Ofício 040/2007 emitido pela Federação Gaúcha de Ciclismo ao Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, consentindo com a participação dos atletas no presente estudo.



Federação Gaúcha de Ciclismo

Rua Duque de Caxias, 1179 Saporanga - RS CEP 93800-000 Fone/Fax: (51) 3599-5082

C G C n ° 8 7 . 1 0 3 . 9 2 5 / 0 0 0 1 - 4 6

Ofício nº 040/2007

Saporanga, 16 de Agosto de 2007.

AO

COMITÊ DE ÉTICA DA UFRGS

PORTO ALEGRE - RS

Prezados Senhores:

Vimos por meio de este declarar que temos conhecimento do Projeto de Pesquisa intitulado "Desenvolvimento de um modelo biomecânico tridimensional para análise das forças internas atuantes na coluna cervical superior e inferior durante o ciclismo".

Estamos com isso permitindo que os atletas filiados a FGC possam servir de sujeitos da pesquisa.

Estando aberto para maiores esclarecimentos, aproveitamos a oportunidade para renovar votos de estima e consideração.

Atenciosamente:

MARCOS LORENZ

Presidente



www.fgc.com.br



9.2. ANEXO B: Aprovação do presente estudo pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, emitida pela carta de aprovação n° 2007718, na reunião n° 11, ata n° 91, de 09/08/2007.



**PRÓ-REITORIA DE PESQUISA
COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA
CARTA DE APROVAÇÃO**

pro.pesq

O Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal do Rio Grande do Sul analisou o projeto:

Número : 2007718

Título : Desenvolvimento de um modelo biomecânico tridimensional para análise das forças internas atuantes na coluna cervical superior e inferior durante o ciclismo

Pesquisador (es) :

<u>NOME</u>	<u>PARTICIPAÇÃO</u>	<u>EMAIL</u>	<u>FONE</u>
JEFFERSON FAGUNDES LOSS	PESQ RESPONSÁVEL	jeffe@esef.ufrgs.br	33085869
MAICON PASINI	PESQUISADOR	maiconpasini@gmail.com	

O mesmo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da UFRGS, reunião n° 11 , ata n° 91 , de 9/8/2007 , por estar adequado ética e metodologicamente e de acordo com a Resolução 196/96 e complementares do Conselho Nacional de Saúde.

Porto Alegre, sexta-feira, 17 de agosto de 2007


ILMA SIMONI BRUM DA SILVA
Coordenador do CEP-UFRGS

9.3. ANEXO C: Autorização para realização dos exames radiológicos convencionais, emitida pelo Hospital Unimed Vale dos Sinos.

HOSPITAL
SÃO RAFAEL

AUTORIZAÇÃO

O Hospital São Rafael Ltda (Hospital Unimed VS), CNPJ 92.058.932/0001-03, localizado na Rua Waldemar Geib, 161, Bairro Canudos, Novo Hamburgo – RS concede autorização para Maicon Pasini, pesquisador, da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Escola de Educação Física, Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano (Mestrado e Doutorado), cujo título do trabalho denomina-se “Desenvolvimento de um modelo biomecânico tridimensional para análise das forças internas atuantes na coluna cervical superior e inferior durante o ciclismo”, a realizar Exames de Raio X nesta instituição, conforme horários e agendas pré-determinadas entre as partes.


Adriana Denise Acker
Administradora
Hospital São Rafael Ltda.

92.058.932/0001-03

Novo Hamburgo, 09 de novembro de 2007.

HOSPITAL SÃO RAFAEL LTDA

Rua Waldemar Geib, 161
Bairro Canudos - Cep 93540-300

NOVO HAMBURGO - RS

Rua Waldemar Geib, 161
Canudos - Novo Hamburgo / RS
CEP: 93540-300 Fone: (51) 3583.2000

10. APÊNDICE: Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Você está sendo convidado a participar de um estudo sobre as forças internas aplicadas a coluna vertebral cervical durante a prática do ciclismo em diferentes posturas. Solicitamos que leia atentamente este documento e esclareça suas dúvidas antes de consentir com sua assinatura.

Objetivo do Estudo:

Quantificar e comparar as forças internas (forças musculares e articulares) atuantes na coluna cervical durante o ciclismo em diferentes posturas, por meio do desenvolvimento e aplicação de um modelo biomecânico tridimensional *in vivo*.

Procedimentos:

Participar de duas coleta de dados distintas, onde deverá pedalar em diferentes posturas enquanto imagens referentes a posição sagital de sua coluna cervical serão adquiridas: (1) através de filmagem e (2) através de exames radiológicos convencionais (raios X).

Riscos e Benefícios do Estudo:

Primeiro: Nenhuma das etapas do estudo oferece riscos à saúde, tão pouco o expõe a situações constrangedoras.

Segundo: Este estudo poderá contribuir no entendimento científico do comportamento das forças internas na coluna cervical, especialmente no ciclismo, permitindo uma maior compreensão das posturas envolvidas neste esporte e na elaboração de programas de treinamento e de prevenção de lesões nesta região.

Confidencialidade:

Os dados ficarão resguardados ao pesquisador responsável e protegidos de revelação, não sendo autorizado o uso das informações de identificação recolhidas.

Voluntariedade:

A recusa do sujeito participante deste estudo será sempre respeitada, possibilitando que seja interrompida a rotina de avaliações a qualquer momento, a critério do participante.

Novas informações:

A qualquer momento, o participante poderá requisitar informações esclarecedoras sobre o estudo, através de contato com o pesquisador.

Responsável:

Jefferson Fagundes Loss

Universidade Federal do Rio Grande do Sul

Programa de Pós-graduação em Ciências do Movimento Humano

Rua Felizardo, 750 – Bairro Jardim Botânico / POA – RS

Telefone: (51) 33085822

Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal do Rio Grande do Sul

Telefone: (51) 33083629

DECLARAÇÃO

Eu, _____, tendo lido as informações oferecidas acima e tendo sido esclarecido das questões referentes ao estudo declaro que desejo participar livremente do presente estudo.

Assinatura _____ Data _____